SPALTLAMPENPHOTOGRAPHIE DER MENSCHLICHEN LINSE NACH DEM SCHEIMPFLUG – PRINZIP

Inaugural - Dissertation
zur
Erlangung des Doktorgrades
der
Hohen Medizinischen Fakultät
der
Rheinischen Friedrich - Wilhelms - Universität
zu Bonn

vorgelegt von
VOLKER UNGER
aus Solingen

Bonn 1979

SPALTLAMPENPHOTOGRAPHIE DER MENSCHLICHEN LINSE NACH DEM SCHEIMPFLUG – PRINZIP

Inaugural - Dissertation
zur
Erlangung des Doktorgrades
der
Hohen Medizinischen Fakultät
der
Rheinischen Friedrich - Wilhelms - Universität
zu Bonn

vorgelegt von
VOLKER UNGER
aus Solingen

Bonn 1979

Angefertigt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Priv.-Doz. Dr. H.-R. Koch

2. Gutachter: Prof. Dr. H.D. Bergeder

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Aus dem klinischen Institut für experimentelle
Ophthalmologie der Universität Bonn
(Direktor: Prof. Dr. E. Weigelin)
Abteilung Biochemie des Auges
(Leiter: Prof. Dr. O. Hockwin)

Druck: Richard Schwarzbold, 5305 Witterschlick bei Bonn

Herrn Privatdozent Dr. med. Hans-Reinhard Koch danke ich für die Themenstellung und seine freundliche Unterstützung.

Herrn Professor Dr. rer. nat. Otto Hockwin danke ich für seinen Rat und die Hilfe bei der Durchführung der Arbeit.

Herrn V. Dragomirescu, dem Erbauer des Gerätes, danke ich für seine freundliche Hilfe.

Spaltlampenphotographie der menschlichen Linse nach dem Scheimpflug-Prinzip

Inhalt:

		Seite
1.	Einleitung und Problemstellung	8
2.	Untersuchungsmethoden und Dokumentation	9
2.1	Visus	9
2.2	Untersuchung im auffallenden Licht	11
2.3	Untersuchung im durchfallenden Licht	11
2.4	Die Spaltlampe	12
2.5	Dokumentation und Verlaufskontrolle	20
3.	Optische Probleme der Spaltlampen-photographie	25
3.1	Das Tiefenschärfenproblem	25
3.1.1	Optische Lösungen	28
3.1.2	Mechanische Lösungen	30
3.1.3	Anwendung des Scheimpflug-Prinzipes	31
3.2	Die Beleuchtungseinrichtung	39
3.2.1	Schärfentiefe der fokalen Strecke	39
3.2.2	Lichtquellen	43
3.2.3	Homogenität der Spaltbeleuchtung	45

Inhalt: Seite

3.3	Der Kamera-Spalt-Winkel	47
3.4	Der Hornhautreflex	54
3.5	Die Verzerrung	57
3.6	Das Auffinden eines reproduzierbaren Aufnahmeortes	66
4.	Beschreibung der Kamera	72
5.	Auswertung der Aufnahmen	91
5.1	Längenmessungen	91
5.2	Dichtemessungen	98
5.3	Fehlermöglichkeiten des Verfahrens	118
6.	Zusammenfassung	121
	Autorenverzeichnis	122

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41536524_0033

1. Einleitung und Problemstellung

Zur konservativen Behandlung der Katarakt in der menschlichen Linse wird eine Vielzahl von Medikamenten angeboten. Ihre Wirkungsmechanismen sind jedoch unklar, und Berichte über Heilungserfolge müssen sehr kritisch betrachtet werden. Von einer kausalen Therapie kann man nur in den wenigen Fällen sprechen, wo die Entstehung des Stares auf ein internistisch behandelbares Grundleiden zurückgeht.

Um zu gezielten Behandlungsmethoden zu kommen, muß man sich über die physiologischen, biochemischen und morphologischen Zusammenhänge in der Linse und ihren Nachbarstrukturen Klarheit verschaffen.

Die Biochemie mit ihren Untersuchungsmethoden gestattet einen Einblick in die verschiedenen Stoffwechselwege und deren Veränderungen unter pathologischen Bedingungen. Durch Messungen an Tierlinsen oder Verlaufskontrollen an experimentell erzeugten Katarakten im Tierversuch lassen sich Daten ermitteln, die mit einer gezielten Fragestellung statistisch auswertbar sind.

Für die Untersuchung morphologischer Linsenveränderungen jedoch stand lange Zeit kein exaktes Meßverfahren zur Verfügung. Erst jetzt wird durch die Entwicklung und Verbesserung der Spaltlampenphotographie die Grundlage geschaffen, für die lebende menschliche Linse Meßdaten über Ausdehnung und Trübung von Strukturen zu erhalten. Physiologische Vorgänge und Veränderungen während der Kataraktentstehung können dann verfolgt und dokumentiert werden. Der pharmakologische Effekt oder unerwünschte Nebenwirkungen eines Medikamentes sind anhand von Verlaufskontrollen zu beweisen oder auszuschließen.

Über die Anwendung für den Forschungsbereich hinaus bietet die Methode eine objektive Dokumentation des Befundes für den Einzelpatienten, so daß die Einführung in den routinemäßigen Klinikbetrieb angestrebt wird.

Es ist das Ziel dieser Arbeit, die Voraussetzungen und die Problematik des Verfahrens zu beschreiben.

Ferner wird eine neue Aufnahmeapparatur vorgestellt, die am Institut für experimentelle Ophthalmologie der Universität Bonn entwickelt wurde (Dragomirescu et al, 1978).

2. Untersuchungsmethoden und Dokumentationen

Die Untersuchungsmöglichkeiten für die menschliche Linse werden durch ihre besondere Anatomie und Physiologie mitbestimmt und eingeschränkt. Wegen ihrer geringen Ausmaße und verborgenen Lage in hochempfindlichen Augenstrukturen ist sie für eine direkte Untersuchung, etwa die Palpation, ungeeignet. Auch Probeexcisionen und Histologie scheiden von vornherein aus. Weil es sich um ein Weichteilgebilde in anderen Weichteilstrukturen handelt, ist eine Röntgenaufnahme ohne Wert und die Ernährung ohne Gefäße durch Diffusion schließt eine Angiographie aus. Da kein Nervengewebe vorhanden ist, fehlt für den Patienten jede Schmerzempfindung.

2.1 Visus

Untersucht werden kann die Auswirkung einer Trübung auf das Sehvermögen, um Ausdehnung und Stärke abzuschätzen. Letztlich ist dieser Punkt für den Patienten der entscheidende und Ziel jeder Therapie.

Die Bestimmung des Visus ist jedoch, besonders für Verlaufskontrollen über längere Zeit, problematisch (KOCH, EBERTZ & HOCKWIN, 1973). Für die manchmal extrem langsam fortschreitenden Veränderungen im Entstehungsprozeß, beispielsweise einer Alterskatarakt, ist das Verfahren zu grob und ungenau.

Symptomatische Besserungen können das Ergebnis ebenso verfälschen, wie die Tatsache, daß eine Besserung oder Verschlechterung des objektiven Befundes nicht unbedingt den Visus beeinflussen muß. Andererseits kann ein kleiner, wenig betroffener Linsenbereich trotz starker Eintrübung der Umgebung ein gutes Sehvermögen erlauben. Da der Untersucher sich auf die Angaben des mehr oder weniger kooperativen Patienten stützen muß, spielen auch psychologische Faktoren des Arzt-Patienten-Verhältnisses eine große Rolle. Schließlich ist das Verfahren selbst mit vielen Störungsmöglichkeiten belastet, wie:

- Umgebungsbeleuchtung
- Pupillendurchmesser
- Prüfentfernung
- verwandte Optotypen
- Verfassung des Patienten
- Refraktionskorrektur.

Ein exakter Rückschluß auf das Ausmaß der Linsentrübung ist also nicht möglich, womit der Visus als alleiniges Kriterium für klinische Verlaufskontrollen ausscheidet.

Objektive Methoden

Ein objektiver Befund läßt sich durch direktes Betrachten der Linse aufstellen, wenn man eine geeignete Beleuchtung verwendet. Diese Methoden sind die wichtigsten und am längsten verwandten. Sowohl die Beleuchtung, als auch die Hilfsmittel zur Beobachtung sind ständig weiterentwickelt und verbessert worden.

2.2 Seitliche fokale Beleuchtung, Beobachtung im auffallenden Licht

Das Bündel einer Lichtquelle wird in einem Winkel zur Beobachtungsrichtung mit einer Sammellinse (ca. 20 Dpt.) auf die gewünschte Stelle fokussiert, so daß diese hell aufleuchtet. Durch Verschieben des Lichtkegels in horizontaler, vertikaler und axialer Richtung können die verschiedenen Ebenen der vorderen Augenabschnitte und damit auch die Linse nacheinander betrachtet werden.

Heute verwendet man für diese Art der Untersuchung eine Taschenlampe mit fokussiertem Licht. Alle Trübungen erscheinen hell im Pupillargebiet, wobei die weiter vorn gelegenen ungefähr in der Pupillarebene erscheinen, während hintere nur bei erweiterter Pupille als nach vorn konkave Schalen zu sehen sind.

Die Tiefe läßt sich mit Hilfe des Schlagschattens der Iris abschätzen. Die Unterscheidung zwischen klinischer Trübung und erhöhter Lichtstreuung ist besonders bei alten Patienten nicht immer einfach.

2.3 Untersuchung im durchfallenden Licht

Mit dem Augenspiegel, der das Licht einer seitlich angebrachten Lichtquelle ins Auge projiziert, parallel zur Beobachtungsrichtung des Untersuchers, kann man auch Trübungen der Linse sehen. Man nähert sich dem Auge auf die Brennweitendistanz der Lupe. In der rot aufleuchtenden Pupille heben sich alle Trübungen als dunkle Schatten ab.

Lokale Brechungsunterschiede imponieren als helle Figuren, von dunklen Linien umgeben. Die Tiefenlokalisation ist nicht ohne weiteres möglich. Erst wenn der Patient eine Blickwendung ausführt, kann sie aus der Verschiebung der Schatten geschlossen werden.

2.4 Die Spaltlampe

Die beste Untersuchungsmöglichkeit für die menschliche Linse bietet die im folgenden näher beschriebene Spaltlampe in Kombination mit einem Stereomikroskop. Sie gestattet es, mit Hilfe eines schmalen, fokussierten Lichtbüschels, einen optischen Schnitt durch die transparenten Abschnitte des Auges zu legen. Feinstruktur und Lage der untersuchten Gewebe sind auf diese Weise weit besser zu erkennen und lokalisieren als im diffusen Licht.

Die meisten Neuentdeckungen pathologischer Befunde wurden so auch mit der Spaltlampe gemacht. Das Mikroskop ist mit der Beleuchtungseinrichtung verbunden und zeigt das Bild des optischen Schnittes aus verschiedenen Winkeln und in mehreren wählbaren Vergrößerungen (s. Abb. 1).

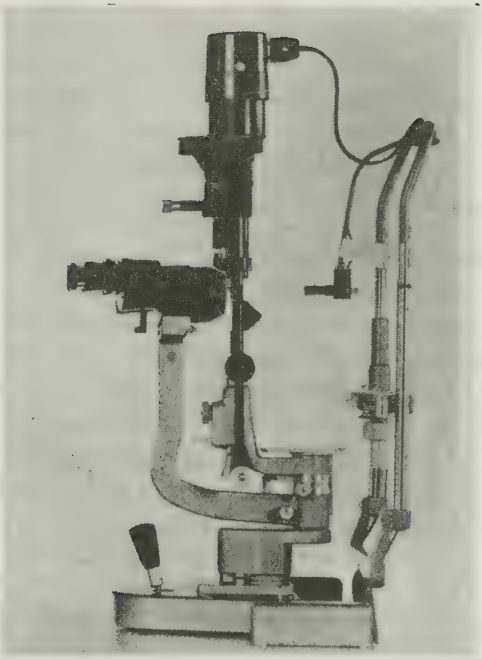


Abb. 1: Spaltlampe der Firma Haag - Streit
Der linke Schwenkarm trägt das Mikroskop, der rechte die Beleuchtungseinrichtung. Die Arme lassen sich in beliebigem Winkel zueinander verstellen. Der Patient sitzt hinter der Spaltlampe mit dem Kinn auf der Kinnstütze und der Stirn gegen eine Kopfstütze gelehnt. Die ganze Spaltlampe läßt sich mit dem schwarzen Handgriff verschieben.

Prinzip der Spaltlampenbeleuchtung,
der optische Schnitt

Die Spaltlampe wurde erstmals von GULLSTRAND (1911) konstruiert und beruht auf dem Prinzip der fokalen Beleuchtung. Schon vorher untersuchte man mit Hilfe einer Lichtquelle, deren scharfes Bild von einer Sammellinse auf die zu untersuchende Stelle des Auges abgebildet wurde, so daß diese hell aufleuchtete (vgl. 2.2).

GULLSTRANDS Spaltlampe bildet die Lichtquelle nun nicht direkt im Auge ab, sondern entwirft ein scharfes Bild des Nernstfadens (Magnesium und Ceriumoxid), der ursprünglich als Lichtquelle verwandt wurde, durch ein Kollektorsystem in der Öffnung einer dahinterliegenden Spaltblende. Diese sekundäre Lichtquelle wird durch eine asphärische Kondensorlinse mit vorgeschalteter Blende ins Auge projiziert und auf die gewünschte Stelle fokussiert. Die Form des Lichtbüschels wird von der vorderen Blende bestimmt.

Störendes Streulicht, z. B. von der Lampenanordnung, kann von den Spaltbacken abgeblendet und eliminiert werden, so daß kein störender Hof das Lichtbüschel umgibt. Die Inhomogenität des Nernstfadens beeinträchtigt jedoch die Qualität der Ausleuchtung (s. Abb.2).

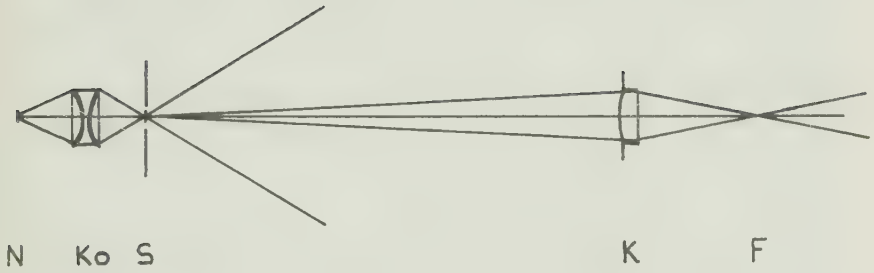


Abb. 2: Strahlengang der GULLSTRAND-Lampe
N: Nernstfaden
Ko: Kollektorsystem
S: Spaltblende mit scharfem Zwischenbild
K: Kondensorlinse mit Blende
F: Ort der schärfsten Abbildung im Auge

VOGT (1930) änderte den Strahlengang, entsprechend dem KÖHLERSCHEN Beleuchtungsprinzip (1893), ab, indem er den Nernstfaden in der Blende der Kondensorlinse scharf abbildete. Die Blende hatte hierbei genau die Größe des Zwischenbildes. Als sekundäre Beleuchtungsquelle wurde der Spalt hinter dem Kollektorsystem, der nun homogen ausgeleuchtet war, ins Auge abgebildet. Als Kondensor diente eine achromatische, aplanatische Linse. Mit dieser neuen Anordnung erhielt er eine größere Helligkeit des Bildes, ein schärferes und homogeneres Lichtbüschel und konnte die farbigen Säume am Rand des Bildes ausschalten (s. Abb. 3).

Die Vorteile dieser Abbildungsweise gelten jedoch nur für die kurze fokale Strecke. Je weiter man sich vom Fokus entfernt, um so stärker werden die störenden Randsäume. Dies muß bei Übersichtseinstellungen und Verwendung eines breiten Bündels berücksichtigt werden. Der Nernstfaden wurde später durch die lichtstärkeren Niedervoltlampen ersetzt (Nitra-Lampen), die jedoch ein viel inhomogeneres Licht liefern. Dies geht auf die Verwendung eines Glühwendels statt des Fadens zurück. Die Abbildungsweise von VOGT ist aber in der Lage, diese Nachteile zu kompensieren. Das gilt auch für andere verwendete Lichtquellen, wie z. B. die Mikrobogenlampe.

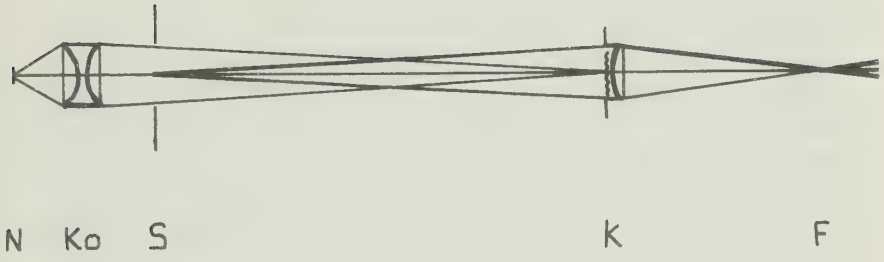


Abb. 3: Strahlengang der modifizierten Spaltlampe
N: Nernstfaden oder Nitralampe
Ko: Kollektorsystem
S: Spaltblende
K: Kondensorlinse mit Blende und scharfem Zwischenbild
F: fokale Strecke

Es gelingt also mit dieser Anordnung und unter Verwendung einer rechteckigen Spaltblende, ein Lichtbüschel von der Form eines Doppelprismas ins Auge zu projizieren, das in einem begrenzten Raum um den Fokus eine sagittale Lichtscheibe in den vorderen Augenabschnitten bildet. Das ideale Lichtbüschel wäre eine planparallele dünne Lichtplatte, die jedoch aus optischen Gründen nicht erzielt werden kann. Deshalb ist die Zone der größten Abbildungsgenauigkeit limitiert. Die Schärfentiefe hängt von der Brennweite der Beleuchtungslinse ab, wobei die fokale Strecke bei höherer Brechkraft der Linse kürzer wird. VOGT (1930) gibt eine Linse von 10 cm Brennweite als brauchbare Lösung an; die Brennweiten in den heute üblichen Spaltlampen liegen bei 7 - 10 cm. Dagegen ist bei größerer Brechkraft der Linse eine größere Beleuchtungsstärke zu erzielen.

Dieses Spaltbild kann nun von der Seite her unter verschiedenen Winkeln betrachtet werden. Moderne Spaltlampen verfügen über einen gekhickten Strahlengang unter Verwendung eines Spiegels, so daß für spezielle Untersuchungen der Winkel zwischen Beleuchtungs- und Mikroskoparm sehr klein gewählt werden kann (siehe Abb. 1). Voraussetzung für ein scharfes Mikroskopbild zur Betrachtung von Strukturen im fokalen Teil des Beleuchtungsbüschels ist, daß dieses und die beiden Mikroskopbündel Teile eines gemeinsamen, homozentrischen Büschels sind (GOLDMANN 1970). Zum Erkennen kleinster Einzelheiten oder der genauen Lokalisation einer Veränderung ist ein möglichst schmales Lichtbüschel notwendig, was durch Verschmälerung der Spaltblende erreicht wird und schließlich zu dem sehr dünnen "optischen Schnitt" im Sinne VOGTS führt (s. Abb. 4).

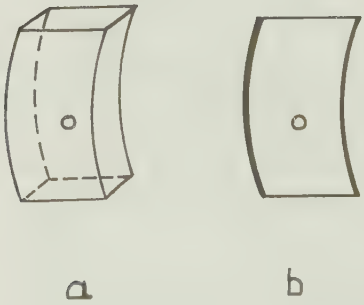


Abb. 4: Lokalisation eines Objektes (O) im breiten (a) und schmalen (b) Spaltbild am Beispiel Cornea.
Die Lage des Körpers ist umso genauer abzuschätzen, je flacher das Lichtbüschel ist.

Der optische Schnitt ermöglicht eine genaue Tiefenlokalisation der einzelnen Strukturen und bildet später die Grundlage für eine exakte photographische Vermessung der vorderen Augenabschnitte. Er ist jedoch auf eine Ebene im Raum beschränkt, während die vorderen Abschnitte des Auges einen dreidimensionalen Untersuchungsbereich darstellen. Außerdem sieht der Betrachter nur im Bereich der fokalen Strecke ein scharfes Mikroskopbild. Während einer Untersuchung müssen daher die einzelnen Strukturen durch Verschieben der Apparatur nacheinander aufgesucht und befundet werden. Das Gesamtbild erhält der Arzt aus der Synthese und richtiger räumlicher Zuordnung der Teilbefunde.

Die Entstehung eines beobachteten Bildes beruht auf der Tatsache, daß es in der Natur keine durchsichtigen organischen oder anorganischen Materialien gibt, die vollständig optisch homogen, also "optisch leer" sind. Stets sind sie durch Teilchen mit anderen Brechungsindices verunreinigt, die ihnen eine gewisse Opazität verleihen. Dieses Tyndallphänomen läßt im verdunkelten Raum die Schwebeteilchen der Luft in einem einfallenden Lichtstrahl aufleuchten.

Die durchsichtigen vorderen Abschnitte des Auges weisen nun eine sehr verschieden starke Opazität der Strukturen auf, so daß die unterschiedlich starke innere Reflektion ein sehr differenziertes Bild liefert. Die Hornhaut erscheint hell mit sichtbarer Vorder- und Rückfläche. Die vordere Augenkammer erscheint wegen der geringen Opazität des Kammerwassers unter physiologischen Bedingungen dunkel. Die Linse läßt sich auf diese Weise als ein kompliziertes, geschichtetes und strukturiertes Gebilde darstellen.

Pathologische Veränderungen des vorderen Abschnittes, die zu auch nur geringen morphologischen Umbildungen führen, wirken sich sofort auf die Opazität der befallenen Struktur aus und führen zu einer Aufhellung oder Verdunkelung des entsprechenden Bildabschnittes. Beispiele sind Entzündungszellen im

Kammerwasser oder eine beginnende Katarakt. Die den meisten Stoffen eigene Fluoreszens spielt bei der Entstehung des Bildes eine untergeordnete Rolle, nimmt jedoch bei der alternden Linse an Bedeutung zu (VOGT 1930).

Die Spaltlampe ohne Zusatzgeräte bietet an verschiedenen Untersuchungsmöglichkeiten

a) die fokale seitliche Beleuchtung, also Beobachtung des optischen Schnittes,

b) die Untersuchung im regredienten Licht, wobei das Untersuchungsobjekt indirekt durch angestrahlte, tiefer gelegene Strukturen beleuchtet wird,

c) die Beobachtung im Spiegelbezirk, also der optischen Grenzflächen im Auge, wie z. B. der Hornhautrückfläche, der Linsenvorderfläche usw.

Für die Linse ist die erste Möglichkeit, speziell für Fragestellungen der Kataraktveränderungen, besonders ergiebig. Sie wird mit allen ihren komplizierten Schichtungen im Aufriß abgebildet.

2.5 Dokumentation und Verlaufskontrolle

Um den Krankheitsverlauf einer Katarakt zu erkennen und Aussagen über Besserung, Stillstand oder Fortschreiten machen zu können, benötigt der Arzt für die gewonnenen Befunde eine möglichst genaue Dokumentation. Wegen der Vielzahl der Patienten und den großen Zeitabständen zwischen einzelnen Untersuchungsterminen ist der Vergleich aus der Erinnerung zu ungenau.

Die willkürliche Einteilung in Trübungsklassen (+, ++, +++) ist vom subjektiven Eindruck des Untersuchers abhängig und von Arzt zu Arzt schon nicht mehr vergleichbar. Auf längere Zeiträume kann man die recht grobe Methode kaum anwenden.

Zeichnung und Beschreibung sind für den einzelnen Untersucher sicher wertvolle Hilfsmittel. Die ersten Atlanten (z. B. VOGT 1930) sind mit Zeichnungen illustriert gewesen. Auch hier spielen jedoch subjektive Einflüsse wie Zeichentalent, Fähigkeit zu Abstrahieren, einfache Irrtümer bei der Befunderhebung usw. eine Rolle als Fehlerquellen, die eine wissenschaftlich exakte Auswertung bei klinischen Versuchen in Frage stellen.

Eine Möglichkeit, diese Fehler auszuschalten, bietet die Photographie, die sich auf die oben beschriebenen Untersuchungsmethoden gründet. Eine Aufnahme unter standardisierten Bedingungen gestattet einen objektiven Vergleich zwischen früherem und aktuellem Befund. Ferner ist durch sie eine gute klinische Demonstrationsmöglichkeit gegeben, beispielsweise in der ärztlichen Aus- und Weiterbildung anhand von Diapositiven.

Jedoch auch als Teil eines exakten Meßverfahrens gewinnt die Photographie an Bedeutung, wobei die Befunde in vergleichbaren und reproduzierbaren Daten ausgedrückt werden können.

Bei allen Bereichen der Anwendung hängt natürlich der Nutzeffekt mit der technischen Qualität des Bildes zusammen. Sowohl Aufnahmetechnik als auch Verfahren zur Auswertung der Photographie werden ständig weiterentwickelt und verbessert.

Die Linse kann als Ganzes im regredienten Licht aufgenommen werden, wobei Trübungen sich als Verschattung darstellen. Feinste Veränderungen bleiben jedoch oft unentdeckt. Unter standardisierten Aufnahme- und Entwicklungsbedingungen ist eine Verlaufskontrolle mit statistischer Auswertung möglich. Der Trübungsverlauf wird durch den Größenvergleich zwischen ungetrübter und getrübter Linsenfläche erfaßt. Ermittelt wird die mittlere Breite der getrübten Linsenperipherie durch Vergleichsmessungen in mehreren lagedefinierten Radien (HOCKWIN et al. 1968). Besser ist die Auswertung durch Planimetrie der Trübung auf der vergrößerten Aufnahme. Das

Ausmaß wird in Prozent der Gesamtfläche angegeben (KOCH et al. 1971). Diese Verfahren lassen sich jedoch nur auf Katarakte mit flächenhaften, zusammenhängenden Trübungen, wie z. B. der in Tierversuchen erzeugbaren Galaktosekatarakt, anwenden.

Bei der Cataracta senilis z. B. wird die Planimetrie problematisch und der methodische Fehler übersteigt unter Umständen das Maß der Befundänderungen über einen bestimmten Zeitraum. HOCKWIN et al. (1975) ließen aus diesem Grunde 8 Beobachter unter Blindbedingungen Photos subjektiv auf ihre Trübungskriterien hin untersuchen. Die einzelnen subjektiven Ergebnisse ergaben, zusammengefaßt und nach statistischer Auswertung, reproduzierbare und signifikante Daten.

Die zweite Anwendungsmöglichkeit ist die Photographie des optischen Schnittes. Die Spaltlampenphotographie ist jedoch bis heute ein aufwendiges und technisch schwieriges Verfahren, weil die physikalischen Voraussetzungen erheblich schlechter zu meistern sind, als beispielsweise für die viel früher in die Klinik eingeführte Technik der Fundusphotographie.

Der flächige Augenhintergrund erfordert auch bei großem Abbildungsmaßstab nur eine relativ geringe Schärfentiefe der Apparatur, da er für die Photographie praktisch als zweidimensional betrachtet werden kann. Die Beleuchtungsdichte schwankt nur um geringe Beträge und das Verfahren läßt sich verhältnismäßig gut standardisieren. Die Aufnahmen kommen schließlich dem ophthalmoskopisch, monokular gesehenen Bild bei der Augenuntersuchung sehr nahe.

Die Spaltlampenuntersuchung spielt sich dagegen im dreidimensionalen Raum ab, der binokular stereoskopisch betrachtet wird. Eine vorbildgetreue photographische Wiedergabe ist darum sehr viel schwieriger zu erreichen. Die geringe Schärfentiefe bei makrophotographischen Aufnahmen läßt die Strukturen der vorderen Augenabschnitte nur auf einer kleineren

Strecke des optischen Schnittes scharf zur Abbildung kommen. Um Vergleiche zu ziehen, muß der Aufnahmeort reproduzierbar sein, denn für jede Linse sind beliebig viele optische Schnitte mit verschiedenen Befunden möglich.

Stärker als bei der Fundusphotographie stören die Einflüsse der brechenden Medien. Der Beleuchtungsspielraum ist viel größer und kann den Belichtungsumfang des Filmes überstrahlen. Auf solche Schwierigkeiten, mit denen sich erste Autoren schon vor fast 50 Jahren auseinanderzusetzen begannen, wird im zweiten Abschnitt ausführlich eingegangen.

Schon 1930 konnte THIEL erste Spaltlampenaufnahmen vorführen. Sie waren jedoch ebenso wie die von LIJO PAVIA (1934), PRINCE (1956), STEPANIK (1959) und einigen anderen noch technisch unvollkommen. Man bemühte sich zu diesem Zeitpunkt in erster Linie um Aufnahmen zu Demonstrationszwecken, so daß auch auf die Darstellung der Umgebung entlang des optischen Schnittes großer Wert gelegt wurde.

Apparaturen mit mehreren Spalten (DUGNANI 1959) und Zusatzlampen (MATTHÄUS 1961) wurden entwickelt. HEINZ (1940) stellte Schmalfilme des Untersuchungsvorganges her, von denen meist ein kurzer Ausschnitt den gewünschten Befund optimal zeigte. Dieser Teil konnte dann, herausgeschnitten und zu einer Endlosschleife zusammengeklebt, genauer betrachtet werden.

Um der räumlichen Komponenten gerecht zu werden, wurde versucht, vor allem für die Auflösung feiner Bilddetails stereoskopische Bilder herzustellen. Eine weitere Verbreitung scheiterte bisher an dem verhältnismäßig großen Aufwand bei Aufnahme und Betrachtung. Die Viewmaster-Technik ist inzwischen auch auf Spaltlampenaufnahmen angewandt worden (BLODI 1970).

Die erste echte Lösung des Tiefenschärfenproblems gelang GOLDMANN (1939) auf mechanischem Wege. Eine optische Möglichkeit wurde erst 1960 von ANJOU & KRAKAU durch die Anwendung des Prinzipes der konjugierten Ebenen (Scheimpflug-Prinzip) gefunden. Es folgten VIAZOWSKY (1961), DREWS (1964) und NIESEL (1966). Mit der Verbesserung der Scheimpflugkamera durch NIESEL (1966) und BROWN (1972) wurde die Voraussetzung für eine Spaltlampenphotometrie geschaffen, die schon von GOLDMANN (1934) begonnen worden war. Die Photographie wurde zum Ausgangspunkt für exakte Messungen, vornehmlich für Distanzen und Bestimmungen der Trübungsdichte am Densitometer. Die Anforderungen an die Aufnahmequalität sind natürlich hier am größten, und geeignete Auswertungsverfahren befinden sich noch immer im Entwicklungs- und Erprobungsstadium.

Am Bonner Institut für experimentelle Ophthalmologie wird zur Zeit ebenfalls mit einer Neukonstruktion experimentiert, die in Kapitel 4 beschrieben wird. Ziel der Bemühungen ist ein photographisches Verfahren, welches Verlaufskontrollen in Forschung und Klinikbetrieb ermöglicht, unter standardisierten Bedingungen und möglichst geringem technischen und personellen Aufwand.

3. Optische Probleme der Spaltlampenphotographie

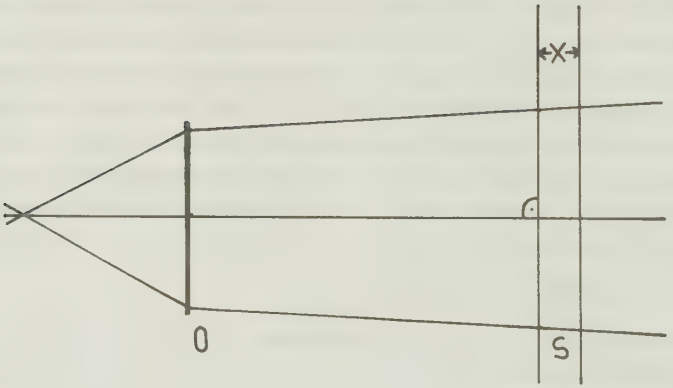
3.1 Das Tiefenschärfenproblem

Der an der Spaltlampe untersuchende Augenarzt erhält seinen Befund nicht auf einen Blick und bei einer Einstellung (siehe auch 2.4). Er kann jeweils nur Objekte und Strukturen richtig betrachten und beurteilen, die im fokalen Teil des Beleuchtungsbüschels liegen. Im Laufe der Untersuchung muß er nacheinander diejenigen Augenabschnitte aufsuchen, das heißt, mittels der Verschiebeeinrichtungen der Apparatur in den fokalen Büschelbereich bringen, die untersucht werden sollen. Das Gesamtergebnis erhält er erst, indem sich aus Erinnerung und räumlichem Vorstellungsvermögen ein Bild formt.

Es handelt sich also um einen dynamischen Prozeß, während eine Photographie immer nur eine Momentaufnahme darstellen kann, gewissermaßen nur eine Phase des eigentlichen Untersuchungsablaufes. Außerdem ist die Kamera nicht in der Lage, zwischen gewünschten und störenden Bildteilen zu unterscheiden. Der Augenarzt kann Lichtreflexe, Überstrahlungen, Verzerrungen usw. "übersehen" und nur die interessierenden Anteile beurteilen. Auf dem Photo erscheint zunächst einmal alles und muß nachträglich getrennt werden.

Wenn photographische Methoden überhaupt eingesetzt werden sollen, ergibt sich also die Forderung, daß zumindest die für die Untersuchung wichtigen Abschnitte auf einmal aufgenommen werden können und auf einem Bild dargestellt sind. Seitens der Kameraanordnung ergibt sich hier die Schwierigkeit, eine ausreichende Tiefenschärfe zu erzielen, um einen möglichst langen Teil des Spaltbüschels scharf abzubilden. Die Konsequenzen für die Spaltbeleuchtung werden in 3.2 behandelt.

Die kleinste Tiefenschärfe wäre nötig, wenn die optischen Achsen der Kamera und der Spaltlampe aufeinander senkrecht ständen. Dieser 90° Winkel ist jedoch praktisch nicht zu verwenden, weil der Irissaum dann im Strahlengang der Kamera oder der Spaltbeleuchtung liegt und die Linse verdeckt. Für Winkel kleiner als 90° wird sofort eine erheblich größere Tiefenschärfe des Kameraobjektives erforderlich (s. Abb. 5).



a

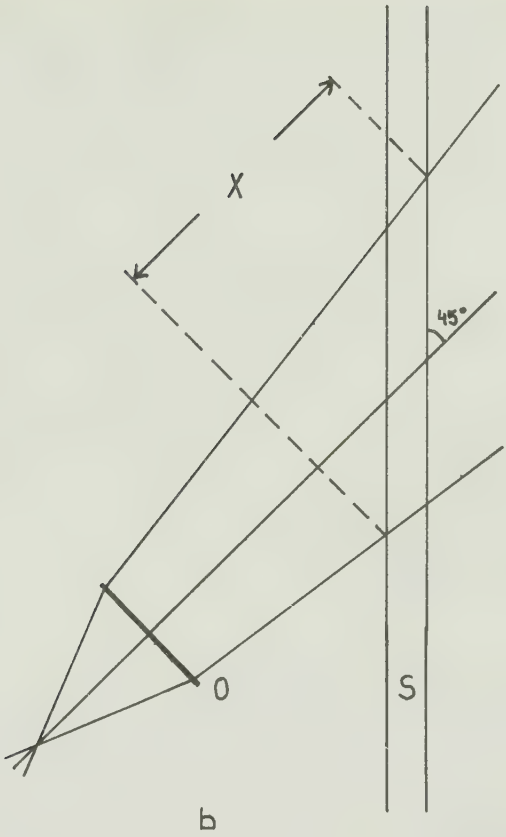


Abb. 5: Erforderliche Tiefenschärfe X

a) für den rechten Winkel
b) für einen Winkel von 45°

Beim rechten Winkel entspricht die nötige Tiefenschärfe der Spaltbreite, für 45° ist sie schon um ein Vielfaches vergrößert.
O = Objektiv
S = Spaltbreite

Diese Schwierigkeiten wurden schon von THIEL (1930), PRINCE (1957), DUGNANI (1959) und weiteren Autoren erkannt, ohne daß sich jedoch eine zufriedenstellende Lösung fand. Die erzielten Bilder wiesen einen zu geringen Abschnitt guter Abbildungsschärfe auf und zeigten praktisch dasselbe, was man bei einer einzelnen Einstellung im Spaltlampenmikroskop sieht. Sie waren allenfalls zu Demonstrationszwecken geeignet, nicht jedoch zu exakten Messungen.

3.1.1 Optische Lösungsmöglichkeiten

Für die Makrophotographie gilt folgende Beziehung (DREWS 1964), wobei

- T = Tiefenschärfe
- a = relative Linsenöffnung
- f = Brennweite
- M^{-1} = Vergrößerung

ist:

$$T = a \cdot f \cdot M \cdot (M + 1) \cdot 10^{-3}$$

Folgende Parameter haben also Einfluß auf die Tiefenschärfe:

a) Vergrößerung

Bei gleichem Abbildungsverhältnis (1 : 1) ergibt sich für ein 100 mm Objektiv bei Blende f8 eine Tiefenschärfe von 1,6 mm. Bei doppelter Vergrößerung (1 : 2) sind es noch 0,6 mm, bei dreifacher nur 0,355 mm. Dieser Faktor könnte die Tiefenschärfe theoretisch verbessern helfen, wenn man das Abbildungsverhältnis verminderte, z. B. auf 2,4 mm bei Abbildung 2 : 1.

Diese Maßnahme steht jedoch im Widerspruch zu den Anforderungen, die an ein Spaltlampenphoto gestellt werden müssen. Eine Aufnahme, kleiner als im Verhältnis 1 : 1 abgebildet, ist kaum noch auswertbar und für genaue Messungen ungeeignet.

b) Brennweite

Die Brennweite des Objektives hängt linear mit der Tiefenschärfe zusammen. LITTMANN (1965) benutzte für die Zeiss Photospaltlampe ein 125 mm Objektiv.

c) Relative Linsenöffnung (Blende)

Die Blende wurde ebenfalls von LITTMANN (1965) zur Vergrößerung der Tiefenschärfe benutzt. Sein Objektiv ließ sich bis auf 1 : 64 abblenden. Bei einem Abbildungsverhältnis von 1 : 1 gelangen ihm recht gute Aufnahmen, obwohl das Grundproblem auch auf diese Weise nicht ideal gelöst war.

Kleine Blendenwerte setzen die Lichtstärke des Objektives herab, so daß die Belichtungszeit ausgedehnt werden muß. Dabei vergrößert sich die Gefahr, daß das Bild durch minimale Augenbewegungen verwackelt und unbrauchbar wird. Die Verwendung von high-speed Filmen wird nötig, wobei jedoch das schlechtere Auflösungsvermögen und die grobere Körnung in Kauf genommen werden müssen, was sich dann bei einer späteren Vergrößerung der Bilder als Nachteil bemerkbar machen kann. Auch die Verwendung von Elektronenblitzen läßt keine beliebige Verkleinerung der Blende zu. STEPANIK (1959) konnte trotz Blitzlicht nicht unter f8 abblenden.

3.1.2 Mechanische Lösungsmöglichkeiten

Das Tiefenschärfenproblem wurde zum ersten Male von GOLDMANN (1939) in zufriedenstellender Weise auf mechanischem Wege gelöst. Dieser Weg beruht auf der Tatsache, daß man in einer einzigen Bewegung den fokalen Teil des Spaltlampenbüschels entlang der Beleuchtungsachse ins Auge verschieben kann, so daß nacheinander sämtliche Teile des optischen Schnittes einmal scharf abgebildet werden. Diese Bewegung führt eine Metallplatte, auf die Kamera und Beleuchtungseinrichtung fest montiert sind, von einem Gewicht gezogen, zwischen zwei Anschlägen aus. Hinter dem Objektiv und direkt vor dem Normalfilm befindet sich eine Spaltblende, die jeweils nur den schmalen, scharfen Abschnitt des gerade abgebildeten optischen Schnittes durchläßt und die unscharfen Partien ausblendet (s. Abb. 6).
Der Film bewegt sich hinter dieser Blende auf einer Rolle mit der gleichen Geschwindigkeit vorbei, wie die Grundplatte zum Auge hin. Dadurch entsteht während der Bewegung ein aus vielen Teilbildern zusammengesetztes Bild des gesamten optischen Schnittes. Trotz der relativ komplizierten Mechanik liefert die Apparatur scharfe Aufnahmen mit den gut erkennbaren Schichtungen der Linse. Nachteil der Methode ist die für Routineuntersuchungen zu lange Belichtungszeit, die die Gefahr eines Verwackelns durch den Patienten mit sich bringt.

Für die Klinik war diese Methode also weniger geeignet. Sie blieb speziellen Untersuchungen im Labor vorbehalten.

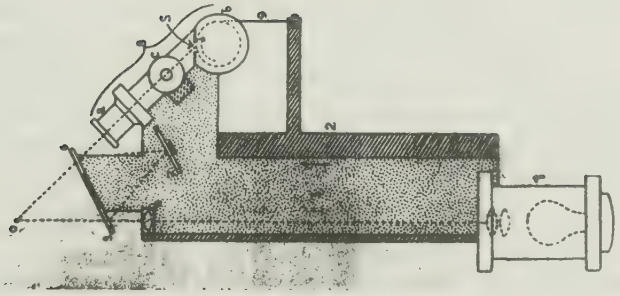


Abb. 6: Schemazeichnung der Apparatur von GOLDMANN (1939)

3.1.3 Anwendung des Scheimpflug-Prinzips

Das Prinzip von Scheimpflug besagt (1906):
Eine schräggestellte Ebene im Raum wird durch ein Objektiv wieder als schräge Ebene abgebildet. Beide schneiden sich, zusammen mit der Objektivhauptebene, in einer gemeinsamen Geraden.

Eine Möglichkeit zur scharfen Darstellung des gesamten optischen Schnittes beruht auf der Tatsache, daß das zu photographierende Objekt eine zur Objektivhauptebene geneigte Ebene im Raum darstellt (Gegenstandsebene G). Der Film liegt in einer zweiten Ebene (F), und eine dritte wird durch die Objektivebene gebildet (O). Diese drei Ebenen lassen sich nun auf verschiedene Weisen so zueinander anordnen, daß ein Objekt in der Gegenstandebene (Spalt) in ganzer Ausdehnung scharf in der Filmebene abgebildet wird, unabhängig von der

Vergrößerung. Das Objektiv kann hierbei mit der vollen Öffnung benutzt werden, weil die erforderliche Tiefenschärfe nur wenig größer als die Spaltbreite sein muß. Ein Abblenden des Objektives vergrößert die Tiefenschärfe senkrecht zur Spaltrichtung. Sie läßt sich so wählen, daß die ganze Dicke des optischen Schnittes gut erfaßt, die unerwünschte Darstellung der Umgebung jedoch vermieden wird. Wegen der geringen zur Verfügung stehenden Lichtmenge ist hier ein großer Vorteil gegeben, der auch die Anforderungen an die Beleuchtungseinrichtung nicht weiter steigert.

Folgende Möglichkeiten sind gegeben:

a) Alle Ebenen parallel

Theoretisch liefert diese Anordnung nach den Strahlensätzen der Geometrie ein verzerrungsfreies Bild und genügt damit den Anforderungen für exakte Dimensionsmessungen. Die gemeinsame Schnittgerade liegt im Unendlichen. Die Schwierigkeit liegt aber in der Wahl des Objektives. Es ist ein Weitwinkelobjektiv nötig, welches für einen Winkel korrigiert ist, der dem Kamera-Spalt-Winkel entspricht. Die Herstellung eines solchen Objektives ist jedoch mit großen Schwierigkeiten verbunden, besonders, weil das gesamte Bild weit außerhalb der optischen Achse im Bereich der chromatischen und sphärischen Aberration entsteht. Diese Methode wurde auch bisher von niemandem praktisch angewandt. (s. Abb. 7)

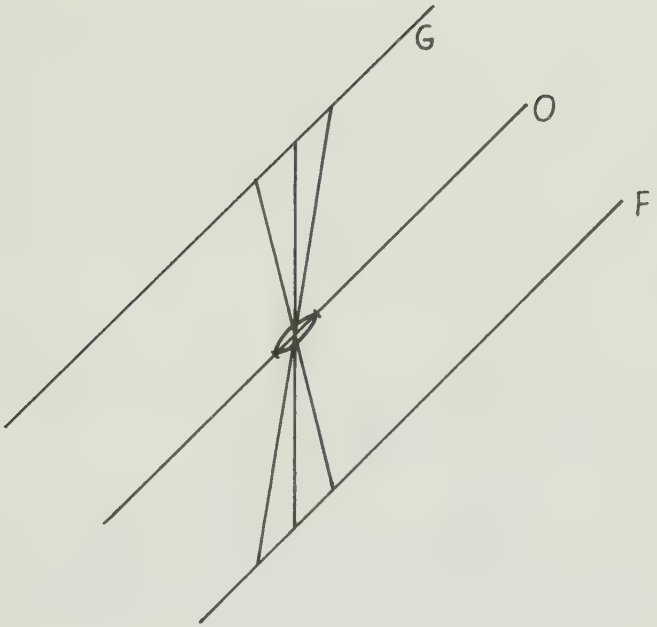


Abb. 7: G = Gegenstandsebene
O = Objektivebene
F = Filmebene
Anwendung des Scheimpflug-Prinzipes bei paralleler Lage von Gegenstandsebene (G), Objektivebene (O) und Filmebene (F).
Die gemeinsame Schnittgerade liegt im Unendlichen.

Auch die folgenden Möglichkeiten entsprechen dem optischen Prinzip von SCHEIMPFLUG (1906):
Eine scharfe Abbildung erhält man, wenn sich Film-, Objektiv- und Gegenstandebene im Endlichen in einer Geraden schneiden.

Praktisch ergibt sich hier eine Vielzahl von Kombinationen, die diese Bedingung erfüllen. Zwischen den Möglichkeiten, nur die Filmebene oder nur die Objektivebene zu kippen, können sämtliche Zwischenlösungen angewandt werden. Auch die Anordnung a erfüllt die Forderung theoretisch. Wenn man sich die gemeinsame Schnittgerade ins Unendliche verlegt denkt, erhält man die drei parallelen Ebenen.

Der Winkel, unter dem das Objektiv oder der Film zu kippen ist, wird von dem Kamera-Spalt-Winkel und dem gewünschten Vergrößerungsverhältnis bestimmt (siehe auch 3.5). Er ist unabhängig von der Brennweite des Objektives.

Für allgemeine photographische Zwecke sind Kameras nach diesem Prinzip seit längerer Zeit im Handel. Sie dienen zu Aufnahmen mit korrigierter perspektivischer Verzerrung. Zum Beispiel kann eine Hausfassade in einer engen Straße von schräg gegenüber aufgenommen werden; das Bild zeigt die Frontalansicht. Hochhäuser werden so abgebildet, ohne daß die Außenwände nach oben scheinbar zusammenlaufen. Ein Spiegel kann photographiert werden, ohne daß die Kamera selbst auf dem Bild erscheint.

b) Objektivebene gekippt

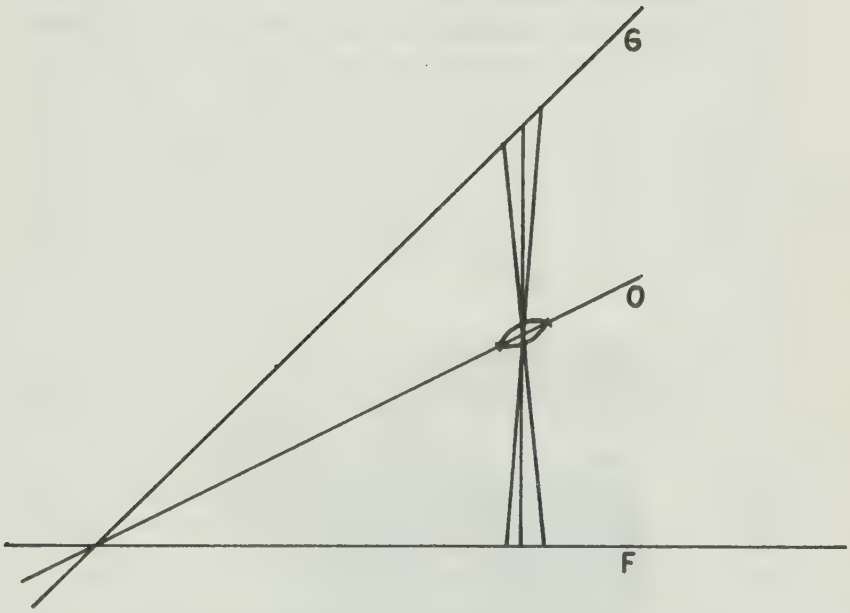


Abb. 8: Anordnung bei gekippter Objektivebene
G = Gegenstandsebene
O = Objektivebene
F = Filmebene

Vorteil dieser Anordnung ist die Verwendbarkeit einer normalen Kamera mit dem serienmäßigen Transportsystem und der Andruckplatte. Lediglich das Objektiv muß entfernt und unter dem entsprechenden Winkel neu montiert werden. DREWS (1964), der diese Variante anwandte, benutzte dazu einen zum Objektiv hin gebogenen Balgen (s. Abb. 9).

Auch hier muß ein Weitwinkelobjektiv benutzt werden, welches außerhalb der optischen Achse im ungünstigen Bereich der Randunschärfen arbeitet. BROWN (1969) beschreibt eine Kamera mit einem 60 mm Weitwinkelobjektiv, das um 33° gegen die Filmebene geneigt ist.
Bei einer Entfernung von 195 mm zwischen Objektiv und Film ergibt sich eine Vergrößerung von 1 : 2.

Abb. 9: Kameraanordnung von DREWS
O = Objektivebene
E = Filmebene

c) Filmebene gekippt

Dieses Prinzip wurde 1960 von ANJOU & KRAKAU erstmals benutzt, wobei sie einen Kippwinkel der Objektivebene zur Filmebene von 45° wählten. Der Kamera-Spalt-Winkel war genau so groß, so daß sich ein Abbildungsmaßstab von 1 : 1 ergab.

Es kann ein Normalobjektiv mit voller Blendenöffnung verwandt werden. NIESEL wählte ein 63 mm Objektiv mit Öffnung 1 : 4,5, korrigiert für Makrophotographie (NIESEL 1966). Die Filmebene seiner Kamera ist um 30° gekippt, wobei eine Kodak Kompakt-Kassette verwandt wird, die auch unter diesem Winkel noch die Belichtung der gesamten Filmbreite zuläßt (s. Abb. 10).

Die Kamera von BROWN (1972) hat, wie die Bonner Kamera, ein speziell konstruiertes Transportsystem, das den Film mit Rollen über die schräge Filmebene transportiert (siehe auch 4.). Die Lösung von NIESEL ist zwar mechanisch weniger aufwendig, der Filmkippwinkel ist jedoch durch die Bauart der Kassette auf 30° begrenzt.

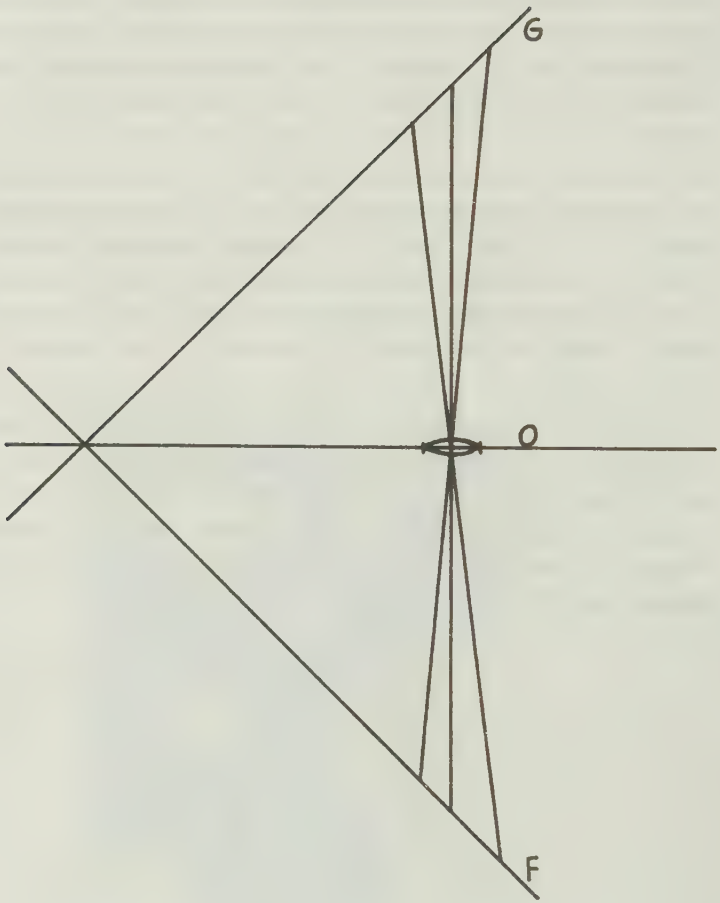


Abb. 10: Anordnung bei gekippter Filmebene

G = Gegenstandsebene

O = Objektivebene

F = Filmebene

3.2 Die Beleuchtungseinrichtung

3.2.1 Schärfentiefe der fokalen Strecke

Die Notwendigkeit, auf einem Photo einen möglichst großen Teil des optischen Schnittes darzustellen, stellt auch an die Spaltbeleuchtung besondere Anforderungen. Will man zum Beispiel die Diskontinuitätszonen auf ihre Ausdehnung oder optische Dichte hin untersuchen, so ist es unerläßlich, daß die gesamte Linse scharf abgebildet wird. Das bedeutet aber, daß der fokussierte Teil des Lichtbüschels durch die ganze Linse hindurch ausreichend schmal bleiben muß. Seine Tiefenschärfe hängt von der relativen Öffnung und der Brechkraft der Beleuchtungslinse ab. Der Winkel, mit dem das Büschel zum Fokus hin zusammenläuft und dahinter wieder divergiert, vergrößert sich mit deren Zunahme. Durch eine kleine Apertur läßt sich zwar ein mehr paralleler Spalt erreichen, die Lichtstärke nimmt jedoch dabei schnell ab und wird für die Photographie zu gering (s. Abb. 11).

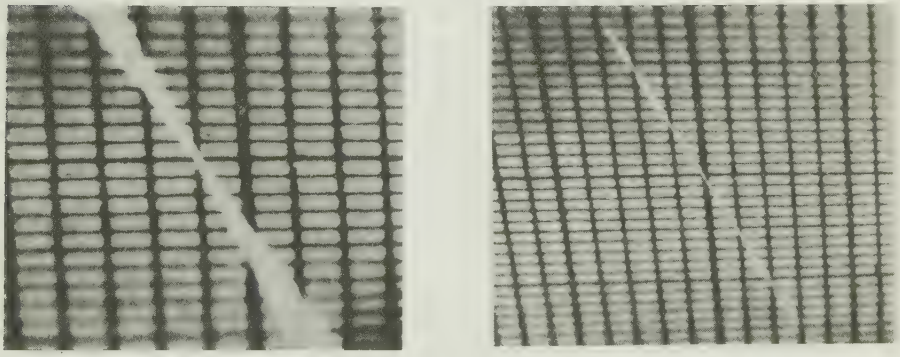


Abb. 11: Fokaler Bereich bei großer und kleiner Apertur. Nach MEYNER (1976)

Die Tiefenschärfe ist dem Blendendurchmesser ungefähr proportional (LITTMANN 1965). Die Beleuchtungsstärke ändert sich dagegen mit der Abstrahlfläche, also dem Quadrat des Durchmessers. Blendet man also, um die Tiefenschärfe zu verdoppeln, auf die Hälfte ab, dann sinkt die Lichtstärke um das Vierfache. Da für die Spaltlampenphotographie nur die Spaltbreite, nicht jedoch die Höhe interessant ist, kann man mit einer spaltförmigen Blende, die hinter der Beleuchtungslinse angebracht ist, so abblenden, daß der Lichtverlust erheblich geringer wird. Für eine doppelte Fokuslänge muß hierbei nur eine Minderung um die Hälfte in Kauf genommen werden. Die richtige Wahl der Blendenbreite ist von großer Bedeutung und stellt einen Kompromiß zwischen erforderlicher Tiefenschärfe und verfügbarer Lichtmenge dar (s. Abb. 13).

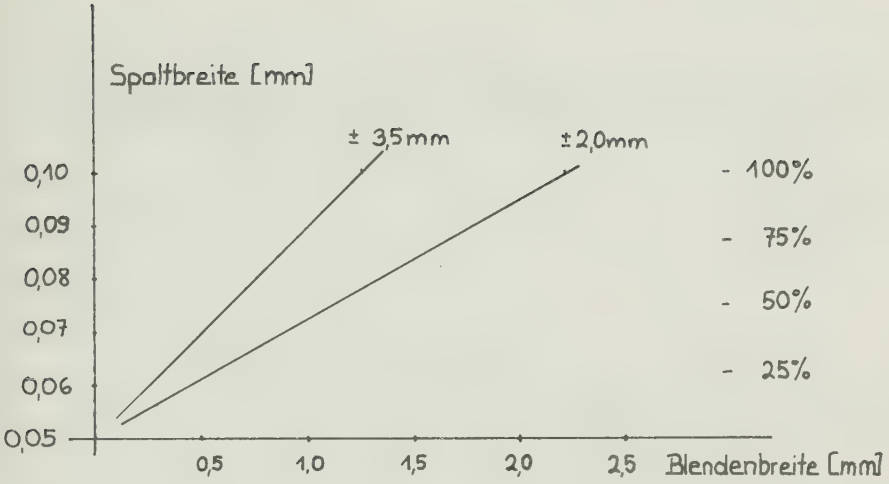


Abb. 12: Die Abbildung zeigt am Beispiel eines Spaltes, der im Fokus 0,05 mm breit ist, das Verhalten des Büschels in zwei verschiedenen Punkten (3,5 mm und 2,0 mm vom Brennpunkt entfernt) in Abhängigkeit von der Blendenbreite. Eine Verbreiterung um 100 % läßt das Bild schon unscharf werden (NIESEL 1966).

Abb. 13: Wirkungsweise der zusätzlichen Spaltblende
K = Kondensorlinse
B = Blende
F = Fokus

NIESEL (1966) wählte eine Blendenbreite von 1,0 - 1,5 mm, je nach erforderlicher Tiefenschärfe. BROWN (1972) benutzt eine 2 mm breite Blende bei einer Fokusbreite von 0,05 mm. (s. Abb. 12)
Einige moderne Spaltlampen, z. B. die Zeiss-Photospaltlampe, besitzen eine solche Blende bereits serienmäßig. Eine ovale Form mit dem langen Hauptdurchmesser in der Spalthöhe hat sich als sehr gut erwiesen.

Zur genauen Plazierung der fokalen Strecke im Auge benutzt NIESEL eine Doppelspaltblende. Außerhalb des Fokus ist dann ein Doppelspalt sichtbar, der im Brennpunkt zusammenläuft. Die Lage des Büschels ist also direkt abschätzbar. Für die Aufnahme wird der Einfachspalt wieder in den Strahlengang gebracht.

3.2.2 Lichtquellen

Als Lichtquelle dient manchen Autoren (z. B. DREWS 1964, GOLDMANN 1939, DUGNANI 1959) die normale Spaltlampenbirne. Mit einer modifizierten Stromversorgung kann sie für die Dauer der Belichtung durch eine Erhöhung der Spannung überlastet werden. Die Lebensdauer der Birne ist hierbei jedoch sehr begrenzt. Schon Einschaltzeiten von weniger als einer Sekunde können sie zerstören (DREWS 1964). Die Lichtausbeute liegt an der unteren Grenze des Erforderlichen. Die Belichtungszeit muß also sehr lang sein. Trotz Verwendung von high-speed Filmen mußte DUGNANI 1/25 sec lang belichten.

Aus diesen Gründen werden zunehmend Elektronenblitzgeräte verwandt, die eine starke Beleuchtung für eine extrem kurze Zeit bieten. Dabei muß für die Einstellung der Apparatur vor der Aufnahme ein separates Suchlicht zur Verfügung stehen. DUGNANI (1959) benutzte eine Krypton-Xenon Gasentladungslampe für beide Zwecke. Während des Zielens flackert die Lampe bei verminderter Spannung mit etwa 10 Blitzen pro Sekunde. Erst bei der Aufnahme wird ein starker Blitz mit voller Spannung ausgelöst.

Einfacher, auch vom elektronischen Aufwand her, ist das Einschalten der Blitzröhre in den normalen Strahlengang der Spaltlampe. Die serienmäßige Glühlampe kann dann als Pilotlicht verwandt werden(s. Abb. 14).

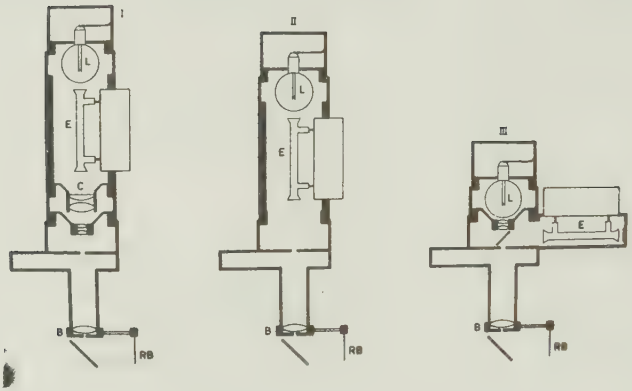


Abb. 14: Verschiedene Möglichkeiten für die Beleuchtungseinrichtung (NIESEL 1966)

L = Pilotlampe
E = Elektronenblitzröhre
B = Blende zum Verlängern der fokalen Strecke
RB = Blende zum Eliminieren des Cornealreflexes

Die Intensität des Blitzlichtes kann nicht, den technischen Möglichkeiten folgend, beliebig gesteigert werden. Es gibt eine gewisse Belastungsgrenze, bei deren Überschreiten der Blitz für den Patienten zu unangenehm wird.

Andererseits sind bei den angewandten Blitzstärken keine Veränderungen am Auge beobachtet worden, die damit in einem Zusammenhang stehen (ANJOU & KRAKAU 1960). Es ist aber bekannt, daß die längere Beleuchtung eines Kaninchenauges aufgrund großer Wärmeentwicklung zu Reaktionen der Irisgefäße bis zur Iritis führen kann.
Die Energie, die pro Blitz ins Auge gebracht wird, entspricht aber nur einer normalen Spaltlampenbeleuchtung von etwa 10 sec. Schädigungen durch die Spaltlampenphotographie sind also nicht zu erwarten.

3.2.3 Homogenität der Spaltbeleuchtung

Das KÖHLERSCHE Beleuchtungsprinzip erhöht die Homogenität des fokalen Büschels gegenüber der Anordnung von GULLSTRAND (siehe auch 2.4). Für die normale Untersuchung an der Spaltlampe ist diese Lösung voll ausreichend. Bei der Photometrie kann sie jedoch eine Fehlerquelle sein.

GOLDMANN (1939) beschreibt ein Verfahren zur Beseitigung der Intensitätsunterschiede, das er "Ausflecken" nennt. Es beruht auf der Tatsache, das ein Teil des Spaltes hinter dem Kollektorsystem immer von einem bestimmten Abschnitt der Kollektorlinse beleuchtet wird. Mit einer Querblende über den Spalt, die vertikal verschiebbar ist, und einer Photozelle mit Galvanometer kann man jedes Teilstück in seiner Lichtstärke vermessen. Den dazu gehörenden Kollektorabschnitt findet man durch die Abbildung eines hier aufgeklebten Millimeterpapierstreifens auf einem Schirm neben der Beleuchtungslinse. Durch Anschwärzen der lichtstärkeren Zonen kann eine genaue, homogene Ausleuchtung des Spaltes erzielt werden. Mit jeder neuen Glühlampe muß das Verfahren wiederholt werden. Die Lage der Birne im Gehäuse darf sich nicht verändern.

Das relativ mühsame "Ausflecken" ist im Prinzip auch für Blitzgeräte durchführbar. Bis jetzt hat niemand einen solchen Versuch beschrieben.

NIESEL (1966) blendet einen Vergleichsspalt neben das Linsenphoto ein. Mittels zweier planparalleler Platten erhält er vier Spaltbilder mit unterschiedlicher Intensität. Für die ganze Spalthöhe lassen sich hiermit die Inhomogenitäten erkennen, z. B. durch eine densitometrische Vermessung. Bei der Linsenvermessung wird dann dieselbe Spaltstelle als Referenzgröße benutzt, die auch die Strukturen dieses Meßstreifens belichtet hat. Das Verhältnis der Beleuchtungsstärken zwischen Referenzlicht und Meßobjekt ist so immer gleich. Der Einfluß der Inhomogenitäten ist ausgeschaltet (s. Abb. 15).

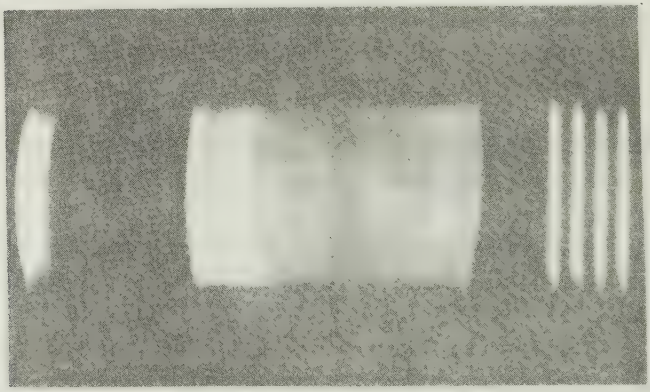


Abb. 15: Linsenaufnahme mit Vergleichsspaltbildern

Das Einblenden eines Vergleichslichtes mit einem Lichtleiter bringt dagegen nur einen Durchschnittsgrauwert ohne Differenzierungsmöglichkeiten. Verschieben sich, z. B. bei einem Lampenwechsel, die Inhomogenitätszonen, so kann sich das Verhältnis ändern. Die Meßwerte täuschen dann einen geänderten Befund vor.

Derselbe Fehler kann eintreten, wenn eine Zone am Rande des Meßstreifens nicht jedesmal miterfaßt wird. Er macht sich besonders bemerkbar, wenn der Streifen sehr schmal wird.

Die Hornhaut führt auch zu Störungen in der Lichtverteilung. Ihr Einfluß ist jedoch nicht ohne weiteres aufzuheben.

3.3 Der Kamera-Spalt-Winkel

Ein Winkel von 90° läßt eine Photographie des optischen Schnittes mit einem normalen, voll aufgeblendeten Objektiv theoretisch in idealer Weise zu. Die erforderliche Tiefenschärfe entspricht der Spaltbreite, und die Aufnahmegeometrie erlaubt eine verzerrungsfreie Abbildung.

Um eine Aufnahme zu erhalten, die für Größen- und Trübungsmessungen geeignet ist, muß die Spaltrichtung jedoch in der Mittelachse des Auges liegen. Nur dann steht der Spalt senkrecht auf den tangentialen Frontalebenen im Scheitelpunkt sämtlicher gekrümmter Flächen der vorderen Augenabschnitte, einschließlich der Diskontinuitätsstreifen der Linse. Bei schräger Beleuchtung erscheinen die Abstände und Dicken der einzelnen Strukturen vergrößert, abhängig vom Einstrahlwinkel und dem jeweiligen Winkel einer Schicht zum Spalt.
(s. Abb. 16 u. 17)

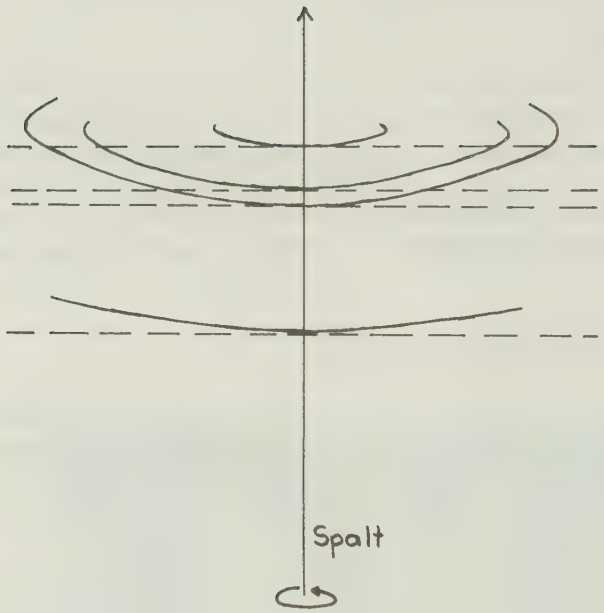


Abb. 16: Der Spalt steht senkrecht auf allen Frontalebenen. Aufgrund der verschiedenen Krümmungsradien der einzelnen gebogenen Oberflächen ist dies die einzige verzerrungsfreie Möglichkeit der Spaltrichtung. Um die optische Achse kann der Spalt gedreht werden (Pfeil), so daß mit einer entsprechenden Apparatur die Linse mit beliebig vielen, sternförmig angeordneten Schnitten zu vermessen ist.

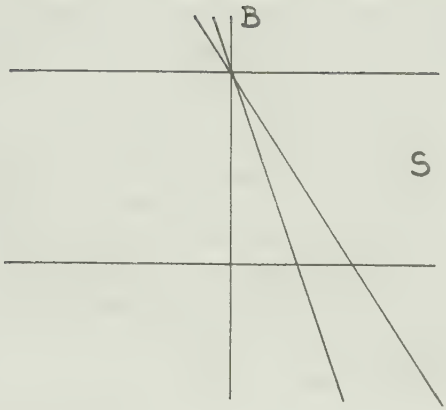


Abb. 17: Eine Linsenschicht wird unter verschiedenen Winkeln getroffen. Jedesmal erscheint sie in einer anderen Länge, abhängig von der Gradzahl. Weil aufgrund der unterschiedlichen Krümmungen für jede Schicht der Winkel anders ist, ergäbe sich für die Gesamtaufnahme bei schräger Beleuchtung eine kaum korrigierbare Verzerrung.

S = Schicht der Linse

B = Beleuchtungsstrahl aus verschiedenen Winkeln

Diese beiden Punkte lassen sich nicht gleichzeitig erfüllen. Schon bei Winkeln weit unter 90° werden die hinteren Linsenteile von dem inneren Saum der Iris verdeckt. LITTMANN (1965) konnte nur deshalb einen Winkel zwischen 50° und 60° benutzen, weil er den Spalt schräg ins Auge projizierte.

PATNAIK (1967), der zum Studium des Akkommodationsmechanismusses eine noch in die Tiefe verlängerte Linse mit erfassen mußte, ohne dabei ein Mydriaticum zu verwenden, war gezwungen, den Spalt zwar senkrecht, aber etwas verschoben ins Auge zu projizieren. Er erhielt zwar hierbei eine Verzerrung, wie oben beschrieben, wollte jedoch aufgrund seiner Fragestellung nur Verschiebungen, also relative Werte, messen, auf die dieser Fehler keinen Einfluß hatte.

Man muß den Winkel also kleiner wählen und kommt sofort zu der komplizierenden Frage des nun entstehenden Tiefenschärfenproblemes.

Selbst bei einer komplett sichtbaren Linse führt der Einfluß des Irissaumes zu einer falschen Wiedergabe der Helligkeitsverhältnisse im hinteren Linsenabschnitt. Die Lichtbüschel, teilweise abgeblendet oder gebrochen, füllen nicht mehr die gesamte Objektivöffnung aus (Vignettierung). Für ein Objektiv von 15 mm Durchmesser und 100 mm Abstand vom Auge zum Beispiel erhält man erst bei einem Winkel von 40° und einer Pupillenweite von 9 mm eine vignettierungsfreie Abbildung (NIESEL 1966). Dieser Punkt ist hauptsächlich bei Trübungsmessungen von Interesse (s. Abb. 18).

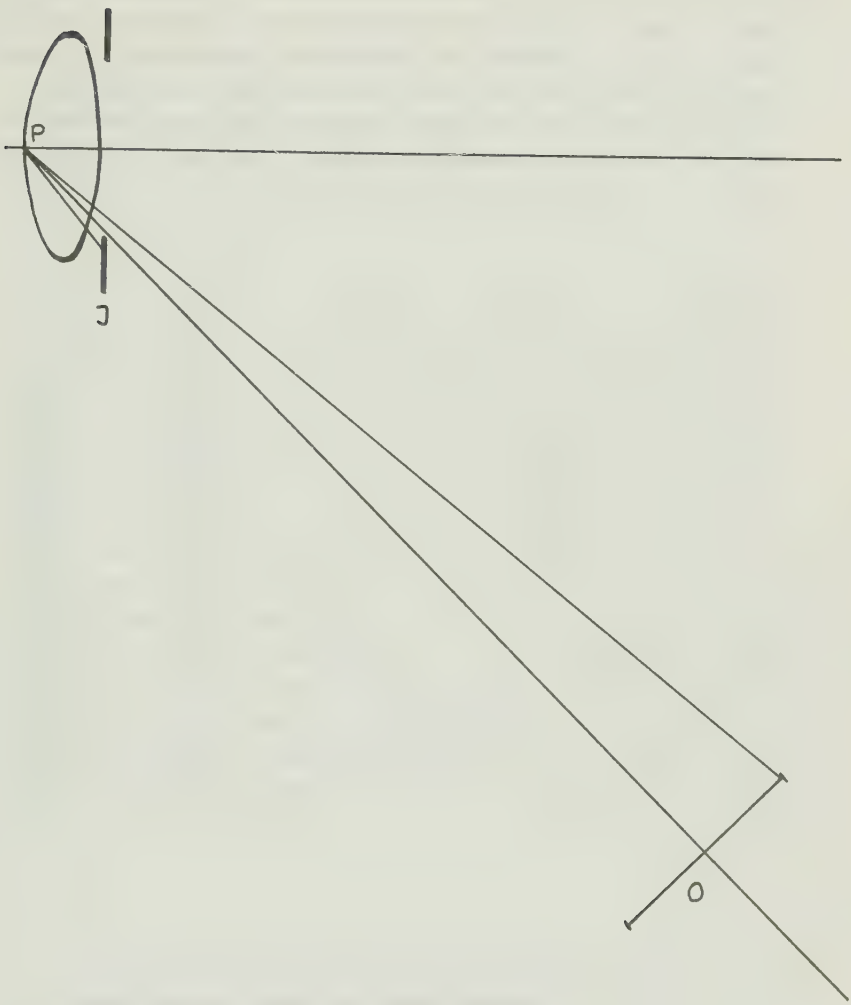


Abb. 18: Vignettierung durch die Iris (J).
Der Punkt P ist zwar sichtbar,
aber nicht seiner Lichtstärke entsprechend abgebildet.
O = Objektiv

Die Verringerung des Kamera-Spalt-Winkels ist auch nicht beliebig. Beim ‚schrägen Betrachten des optischen Schnittes werden benachbarte Strukturen immer mehr aufeinander projiziert. Schmale Diskontinuitätszonen sind dann immer schlechter zu unterscheiden. Dabei spielt die Spaltbreite eine Rolle, von der der Mindestabstand zweier Punkte, die getrennt wahrnehmbar sein sollen, abhängt (s. Abb. 19).

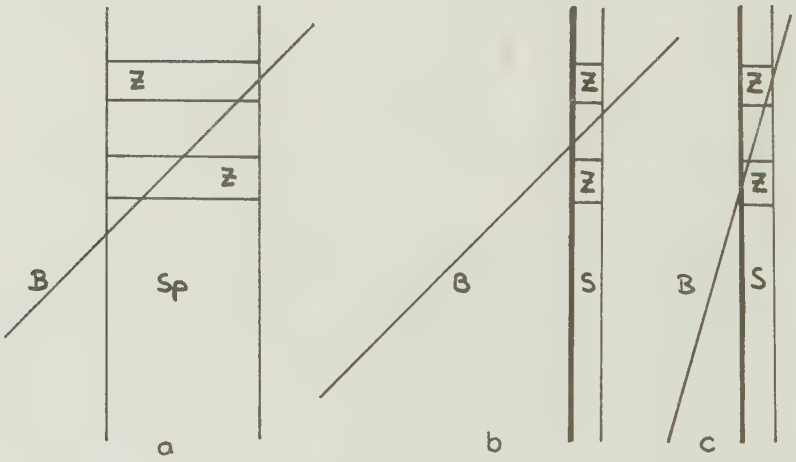


Abb. 19: Bei schmalem Spalt (S) sind Zonen (Z) trennbar, die sich bei gleicher Beobachtungsrichtung (B), jedoch mit größerer Spaltbreite (Sp), aufeinander abbilden (a, b). Verringert man den Winkel, so tritt derselbe Effekt schließlich trotz schmalem Spalt wieder auf (b, c).

Ein sehr enger Spalt verringert die Beleuchtungsstärke erheblich, weil er weniger Licht ins Auge bringt. Hinzu kommt, daß der Tyndall-Effekt bei Winkeln unter 90° nur abgeschwächt zu beobachten ist. Ein Winkel von 45° stellt einen brauchbaren Kompromiß dar, den viele Autoren benutzen (z. B. BROWN 1972, ANJOU & KRAKAU 1960). Die günstige Spaltbreite liegt dann bei 0,04 - 0,05 mm (NIESEL 1966, BROWN 1972).

Die brechenden Medien der vorderen Augenabschnitte beeinflussen das Bild des optischen Schnittes, indem sie seine scheinbare Lage zur Kamera hin verschieben. Ursache hierfür ist die Tatsache, daß die Hornhaut nicht die Form eines sphärisch gekrümmten Uhrglases hat, sondern in der Mitte einen kleineren Krümmungsradius aufweist als am Rand. Es kommt so zur Verschiebung des Schnittbildes in eine scheinbare Tiefenlage. Die Photoeinrichtung muß also auf diesen Bildort eingestellt werden. Die Verschiebung hat die Form einer Kurve und schneidet die wichtigen Punkte, wie Hornhaut, Linsenvorder- und -hinterfläche so, daß man sie durch eine Gerade ersetzen kann, die in einem Winkel von 3° zur wahren Spaltrichtung steht (BROWN 1972). Um diesen Betrag ändert sich der eingestellte Winkel. Für einen Kamera-Spalt-Winkel von 45° erhält man also einen wahren Beobachtungswinkel von 48°, der bei der Einstellung der Scheimpflug-Geometrie zugrunde gelegt werden muß. Diese Berechnung ließ sich durch das Experiment bestätigen.

3.4 Der Hornhautreflex

Schon Goldmann (1939) konnte die axialen Teile der Linse nicht beurteilen, weil der störende Hornhautreflex in sie hineinfiel. Er führte daher seine Messungen oberhalb und unterhalb der Linsenmitte durch.

Der Reflex ist das Spiegelbild des erleuchteten Spaltaustrittsfensters, welches von der Cornea ins Objektiv zurückgeworfen wird. Durch die Krümmung der Hornhaut bedingt, wird er vom Ojektiv auf dem bestimmten Ort gesehen, für den Ein- und Ausfallswinkel gleichgroß sind. Da das Spiegelbild nicht in der Objektebene entsteht, erscheint es auf der Aufnahme unscharf über das Bild des optischen Schnittes projiziert. Seine genaue Lage hängt vom Abstand des Objektives zum Auge ab.

NIESEL (1966) beschreibt ein einfaches Verfahren zur Ausschaltung dieser Störungsmöglichkeit. Er bringt eine stabförmige Blende etwa 15 mm vor dem Auge an, die im Strahlengang des Reflexes neben dem Spaltbüschel liegt (s. Abb. 20).

Bei festgelegtem Kamera-Spalt-Winkel, senkrechter Spalteinstrahlungsrichtung in den Scheitelpunkt der Cornea und konstantem Kamera-Augen-Abstand erscheint das Hornhautspiegelbild an definierter Stelle auf den Aufnahmen. Geringe Abweichungen der Einstellung lassen es abwandern oder ganz verschwinden.

Die Spaltblende kann so angebracht werden, daß sie genau dann wirksam wird, wenn die gewünschte Einstellung erreicht ist.

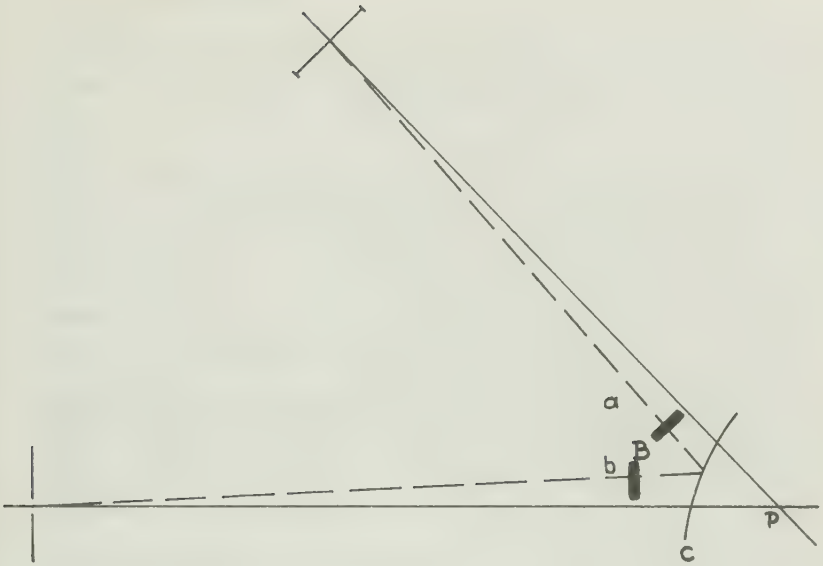


Abb. 20: Ausblendung des Hornhautreflexes. Die Blende (B) kann sowohl neben dem Kamera- (a), als auch neben dem Beleuchtungsbüschel (b) liegen. Anderenfalls würde der Reflex am gleichen Ort abgebildet wie der Punkt P des optischen Schnittes. C = Cornea.

Durch die Oberfläche der Hornhaut wird ein Teil des Spaltlichtes direkt reflektiert. Bei senkrechter Beleuchtung durch den Scheitelpunkt fällt das Licht in seine Ausgangsrichtung zurück und erscheint als Lichtstrich auf dem Gehäuse der Apparatur. Die Lage dieses Reflexes ist ebenfalls sehr empfindlich gegenüber Verschiebungen des Spalteintrittes in horizontaler Richtung (s. Abb. 21).

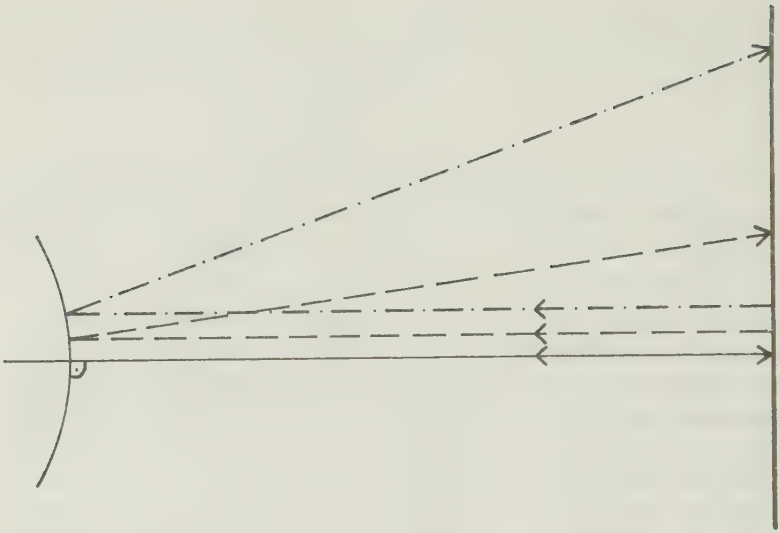


Abb. 21: Verschiebung der Abstrahlrichtung des direkt reflektierten Lichtes bei nur geringen Änderungen der Einstellung.

Diese Erscheinungen können zum Auffinden eines reproduzierbaren Aufnahmeortes benutzt werden. Die praktische Anwendung durch einige Autoren wird im entsprechenden Abschnitt (3.6) beschrieben. Die Bonner Kamera soll ebenfalls eine solche Stabblende erhalten, die jedoch erst nach der Einstellung der Apparatur mit Hilfe des Reflexes neben den Beleuchtungsstrahlengang gebracht wird. Dazu wird sie mechanisch mit dem Auslöser verbunden.

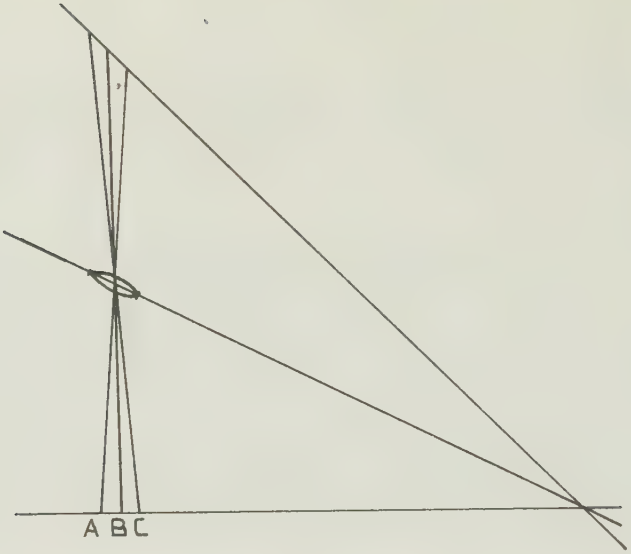
3.5 Die Verzerrung

Die Größenverhältnisse des optischen Schnittes werden bei der Anwendung des Prinzipes von Scheimpflug verzerrt wiedergegeben.

Hat man den Winkel zwischen Kamera und Spaltbeleuchtung nach den in 3.3 beschriebenen Kriterien ausgewählt und mit 45° als konstant festgelegt, so richtet sich der Winkel, unter dem der Film bzw. das Objektiv gekippt werden muß, nach der gewünschten Vergrößerung. Die Verzerrung nimmt mit der Vergrößerung zu, ist also auch direkt vom Kippwinkel abhängig.

Das Vergrößerungsverhältnis ist variabel entlang der Abbildung und hängt von der Entfernung eines Punktes von der optischen Achse des Objektives ab, bzw. der Entfernung von der Bildmitte.

Die vorderen Teile der Aufnahmen sind also in einem größeren Maßstab wiedergegeben als die hinteren. Bei Kameras mit gekipptem Objektiv ist die entstehende Verzerrung aufgrund der geometrischen Verhältnisse recht gering, so daß sich diese Anordnung zur Messung von Streckenlängen anbietet. Allerdings spielt hier die Verzeichnung durch das Weitwinkelobjektiv, welches im ungünstigen achsfernen Bereich arbeitet, eine störende Rolle (s. Abb. 22,23,24).


A B C

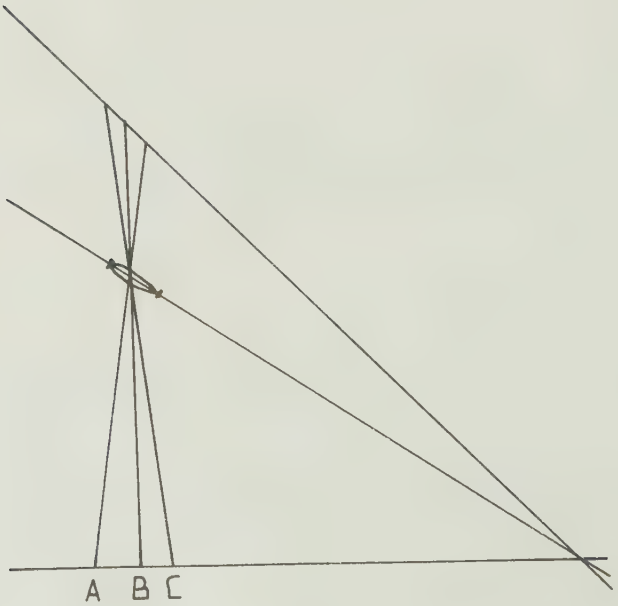

A B C

Abb. 22: zeigt, daß die Verzerrung mit der Vergrößerung zunimmt. Das Verhältnis der Strecken AB zu BC entfernt sich immer mehr von 1, abhängig vom Winkel, der das Vergrößerungsverhältnis bestimmt.

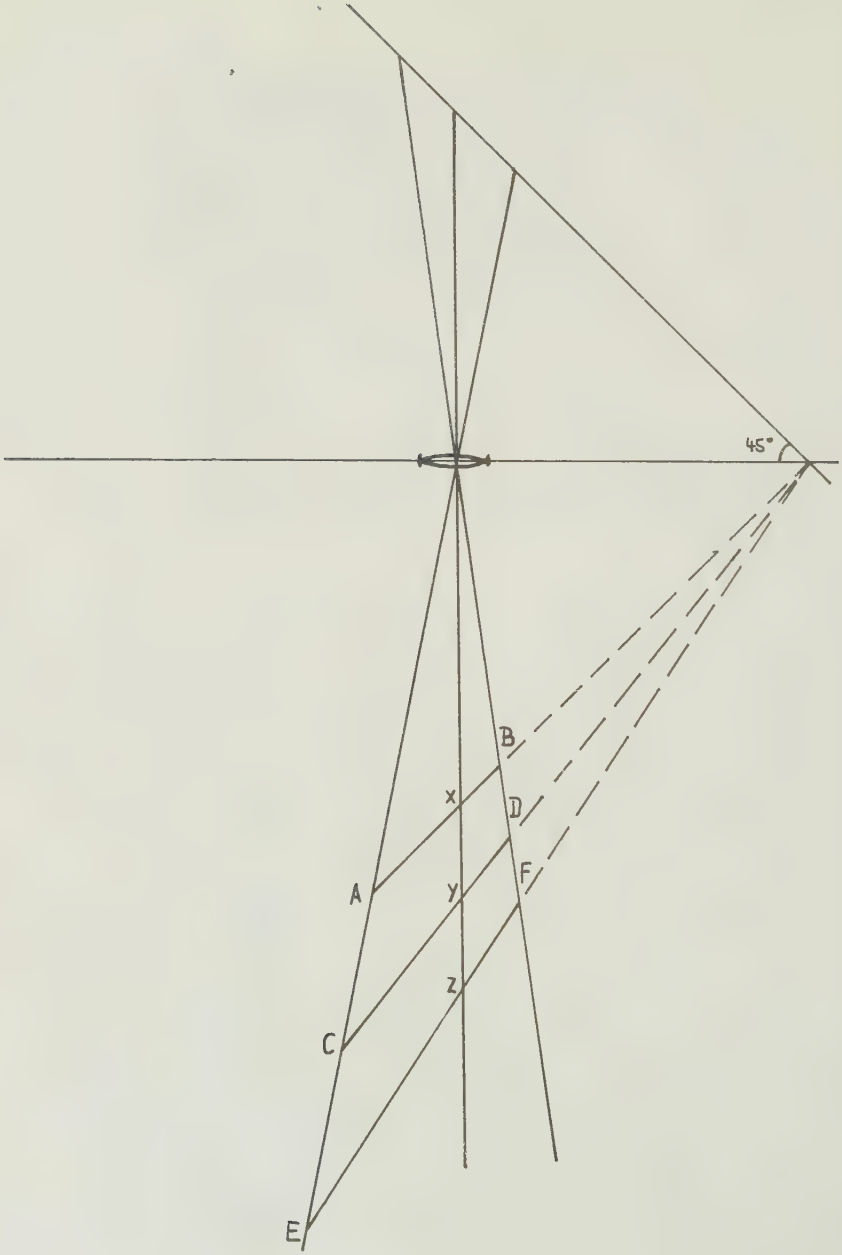

45°
A
B
C
D
E
F
x
y
z

Abb. 23: Bei gekipptem Film ist die Verzerrung deutlich größer. Die Abhängigkeiten sind dieselben.
AB < CD < DE, AX:BX < CY:DY < EZ:FZ

Auch die Brennweite des Objektives spielt eine Rolle, weil davon der Winkel abhängig ist, unter dem der optische Schnitt betrachtet wird.

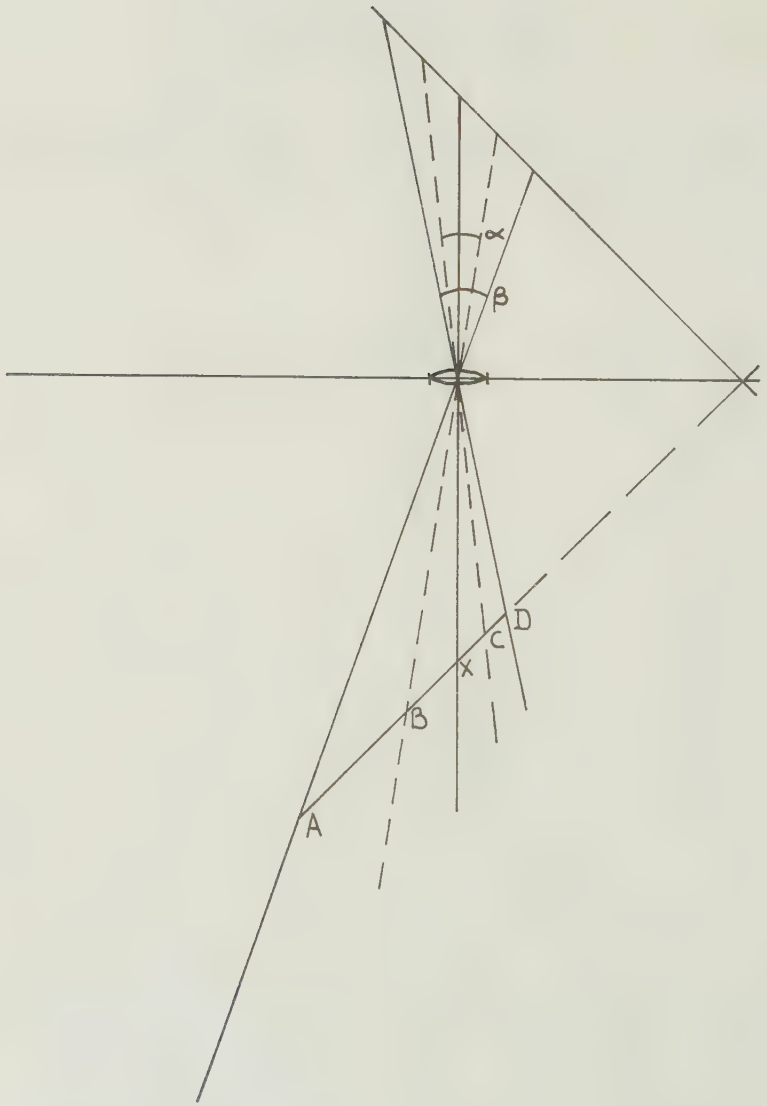

α
β
D
C
X
B
A

Abb. 24: Bei zunehmendem Betrachtungswinkel, was einer kleinen Entfernung vom Objektiv zum Auge und geringer Brennweite des Objektives entspricht, vergrößert sich das Verhältnis der Bildstrecken links und rechts der Achse sehr schnell. AX:DX > BX:CX für ß > ∞

Mit einem geeigneten Vergrößerungsgerät läßt sich die Verzerrung korrigieren, wenn man unter den entsprechenden Winkeln den Abzug herstellt (VIAZOWSKY 1962).

Der Lichtverlust, der durch die relative Vergrößerung der vorderen Bildteile auftritt, wird teilweise dadurch ausgeglichen, daß diese Abschnitte von vornherein etwas heller erscheinen (NIESEL 1966). Für Fragestellungen, wie sie PATNAIK (1967) bearbeitete, ist die Verzerrung eine Konstante, die aus diesen Berechnungen prozentualer Veränderungen herausfällt.

Eine weitere Ursache für eine verzeichnete Wiedergabe des optischen Schnittes ist die Hornhaut mit ihren brechenden Eigenschaften, die schon zum Entstehen einer scheinbaren Tiefenlage des Bildortes führten (siehe auch 3.3). Dabei liegen nur der Scheitel- und der Krümmungsmittelpunkt an der richtigen Bildstelle, wenn man den Einfluß der Linse einmal vernachlässigt (GOLDMANN 1939)(s. Abb. 25).

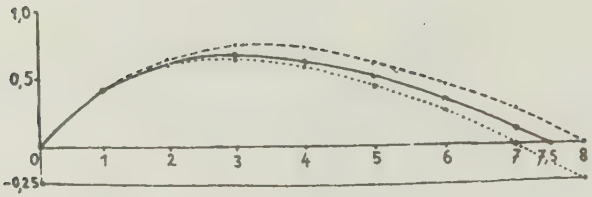


Abb. 25: Verschiebung des Bildortes in Richtung zur Cornea (Ordinate, in mm) zum wahren Objektort (Abszisse, in mm) für verschiedene Hornhautradien. Von oben nach unten: 8,0 mm, 7,5 mm, 7,0 mm (GOLDMANN 1939)

Dieser Effekt kann, zumindest für den Bereich der Vorderkammer, mathematisch berechnet werden (BROWN 1972). Er hält jedoch einen praktischen Versuch für besser, zu dem er ein Kunstauge mit einer simulierten Hornhaut von 8,0 mm Krümmungsradius und 0,25 mm Dicke benutzt. In der Spaltebene befindet sich eine Scheibe mit aufgemaltem Raster. Er photographiert mit seiner Kamera diesen künstlichen optischen Schnitt, wobei das Kunstauge einmal leer und einmal mit einer Flüssigkeit gefüllt ist, die den Brechungsindex des Kammerwassers hat (s. Abb. 26).

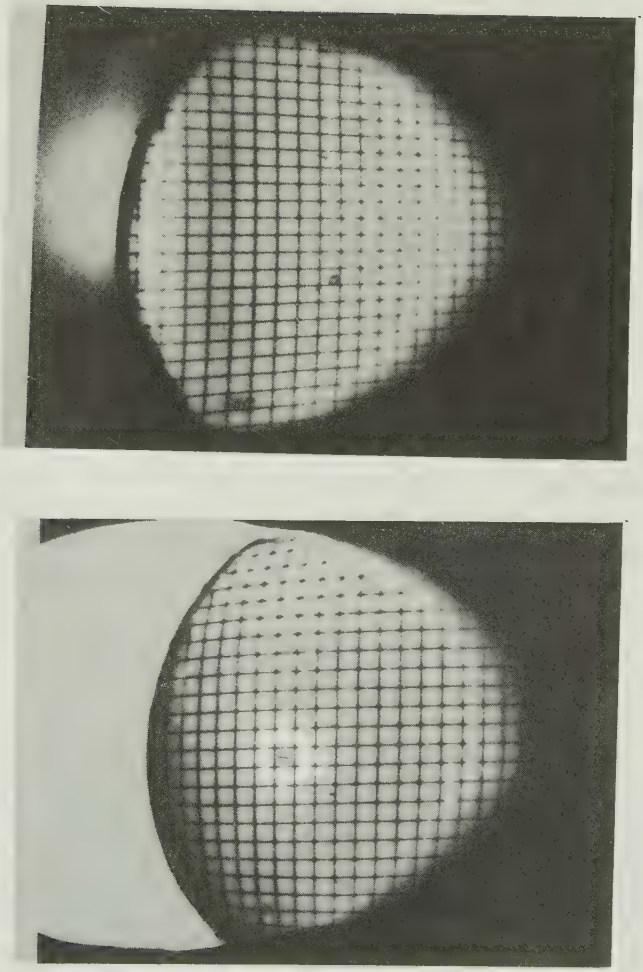


Abb. 26: Photographiertes Rasterbild im luft- und flüssigkeitsgefüllten Phantomauge. Nach BROWN (1972)

Die Verziehungen des Gitters im flüssigkeitsgefüllten Auge zeigen den Einfluß der Hornhaut auf die wahren Tiefenverhältnisse. Die vorderen Anteile sind zur Cornea hin verzogen. An der Stelle, wo die vordere Linsenoberfläche liegen müßte, ist das Bild jedoch nahezu verzeichnungsfrei. Ihr Krümmungsradius kann also bestimmt werden, sofern eine normale Kammertiefe vorliegt.

Dasselbe ist für die Hinterfläche nicht möglich, weil sie außer durch die Hornhaut noch von der Vorderfläche sowie den Strukturen in der Linse selbst beeinflußt wird. Das Ausmaß der Verzerrung schwankt, abhängig von Alter, Akkommodationszustand und Brechungsindex der Linse.

Ein verbessertes Phantomauge muß außer einer Hornhaut eine in ihren Eigenschaften, wie Form und Brechungsindex, möglichst originalgetreue Linse enthalten. Nur so ist es auch möglich, den Einfluß der Vorderkammer zu simulieren, welche ebenfalls eine Linse mit den entsprechenden Brechungseigenschaften darstellt.

3.6 Auffinden eines reproduzierbaren Aufnahmeortes

Für die Spaltlampenphotographie zu Demonstrationszwecken kann die gewünschte Stelle mit dem Befund, der dargestellt werden soll, mit dem Beobachtungsmikroskop oder einem Sucher so eingestellt werden, daß das Wesentliche für den späteren Betrachter sichtbar wird. Der wahre Ort der entsprechenden Struktur im photographierten Auge läßt sich schnell abschätzen, so daß der Untersucher den größten Wert darauf legen wird, die Veränderungen so gut wie möglich durch die Einstellung zu erfassen.

Die exakte Durchführung einer Photometrie zum Erzielen quantifizierbarer Ergebnisse setzt jedoch voraus, daß bei jeder Untersuchung des einzelnen Patienten derselbe Ort seiner Linse aufgenommen wird. Schon geringe Verschiebungen können aufgrund ihres komplizierten Aufbaues zu falschen Resultaten führen, sowohl bei Dimensions-, als auch bei Trübungsmessungen. Das gilt besonders, wenn Verlaufskontrollen über längere Zeit durchgeführt werden sollen, um kleinste Veränderungen zu registrieren. Aus diesen Gründen sind schon mehrere Einrichtungen konstruiert worden, mit deren Hilfe dieses Ziel erreicht werden soll.

Orientierung an der Linse

Die Linse selbst eignet sich, wie sich herausgestellt hat, nur bedingt zum Einstellen einer Apparatur. GOLDMANN (1939) beschreibt ein Justierrohr bzw. Winkelmikroskop über dem Beleuchtungsbüschel, mit dem er den vorderen und hinteren Linsenreflex beobachten kann. Sobald der Spalt auf der Linsenmitte senkrecht steht und in sich selbst reflektiert wird, sind beide übereinander zu sehen; unten der hintere, oben der vordere. Der Patient schaut dabei auf ein Fixierlicht.

Dieses Verfahren berücksichtigt als einziges, daß die Linse mancher Patienten im Verhältnis zur Cornea dezentriert ist und beim Einstellen mit deren Hilfe nicht exakt getroffen würde. Eine vertikale Einstellungsmöglichkeit fehlt. Eine Tiefenjustierung ist bei dem angewandten System nicht notwendig, da der Fokus während der Aufnahme diese Richtung durchwandert.

Orientierung an der Hornhaut

Alle anderen Verfahren orientieren sich an der Hornhaut bzw. ihrer Vorderfläche. Bei Hornhautläsionen oder unregelmäßigem Astigmatismus ist eine Linsenphotographie ohnehin nicht möglich.

Eine zweite Spaltlampe wird von ANJOU & KRAKAU (1960) benutzt, um eine reproduzierbare sagittale Einstellung zu erreichen. Der zweite Spalt schneidet den Beleuchtungsspalt unter einem Winkel von 45°. Dieser Schnittpunkt liegt 2,5 mm vor dem der Beleuchtungs- und Kameraachse. Unter Mikroskopbeobachtung wird der erste Schnitt auf die Oberfläche der Cornea eingestellt. Der Fokus des Hauptspaltes liegt dann in genau definierter Tiefe der vorderen Kammer, deren Tyndallphänomen untersucht werden soll. Durch Verlegen des Schnittpunktes läßt sich diese Möglichkeit genausogut für Linsenphotographien benutzen. Der Patient fixiert die runde Beleuchtungsöffnung. Außerdem wird das Hornhautspiegelbild sowohl in horizontaler als auch in vertikaler Richtung in die Linsenmitte gebracht, womit ein Spalteintritt senkrecht zur Cornea und in den Mittelpunkt eingestellt ist.

NIESEL (1966) beschreibt zwei Möglichkeiten zur Orientierung an der Hornhaut, zunächst mittels eines zweiten Fixierlichtes. Mit einem wird die Augenstellung zum Spalt eingestellt. Das zweite ist so angebracht, daß sein Hornhautspiegelbild bei der gewünschten Einstellung in einer ganz bestimmten Lage zum Spaltbild erscheint, z. B. in der vorderen Linsenkapsel. Sobald man den Reflex in diese Stellung manövriert hat, ist derselbe Ort wiedergefunden.

Genauer ist die zweite Methode, die sich die Eigenschaften des Cornealreflexes zunutze macht (siehe auch 3.4). Die Augenstellung ist mit einem Fixierlicht festgelegt. Durch die bereits beschriebene Stabblende, die mit einer Mikrometerschraube genau einstellbar ist, wird der Reflex für ein Objektiv des Beobachtungsmikroskopes ausgeblendet. Zusätzlich ist vor diesem Objektiv eine Spaltblende angebracht zur Erhöhung der Präzision. Der Abstand vom Photoobjektiv zum Auge ist durch die Einstellung auf Schärfe festzulegen. Mit demselben Abdeckstab wird der Reflex ebenfalls aus dem benachbarten Kamerabüschel ausgeblendet. Während der Justierung führt man das Spaltbüschel langsam horizontal über die Hornhaut hinweg bis der Reflex verschwindet. Da diese Ausblendung erst an der definierten Stelle beginnt, ist der entsprechende Ort gefunden. Eine Einstellung in vertikaler Richtung fehlt.

1976 berichteten NIESEL et al. über eine weitere Möglichkeit, den Cornealreflex, diesmal den in seine Hauptrichtung reflektierten Teil, auszunutzen. PATNAIK (1967), der diesen Weg für seine Untersuchungen über den Akkommodationsmechanismus entwickelt hatte, beschreibt außerdem noch eine Apparatur zur Einstellung einer stufenweise veränderlichen Akkommodation des photographierten Auges unter gleichzeitigem Ausschalten von Fehlern durch Konvergenz.

NIESEL benutzt nur ein Fixierlämpchen, was zur Korrektur des Winkels zwischen optischer Achse und Sehachse 5° nasal und 2° unterhalb des Spaltlampenspiegels angebracht ist. Der Hornhautreflex wird bei senkrechtem Auffall auf die Cornea in seine Ausgangsrichtung zurückgeworfen. Er erscheint auf einer Mattscheibe mit Skala, die eine genaue Einstellung möglich macht (s. Abb. 27).

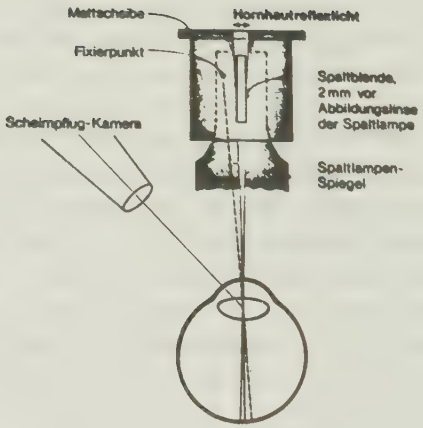


Abb. 27: Schema der Justiereinrichtung von NIESEL (1976)

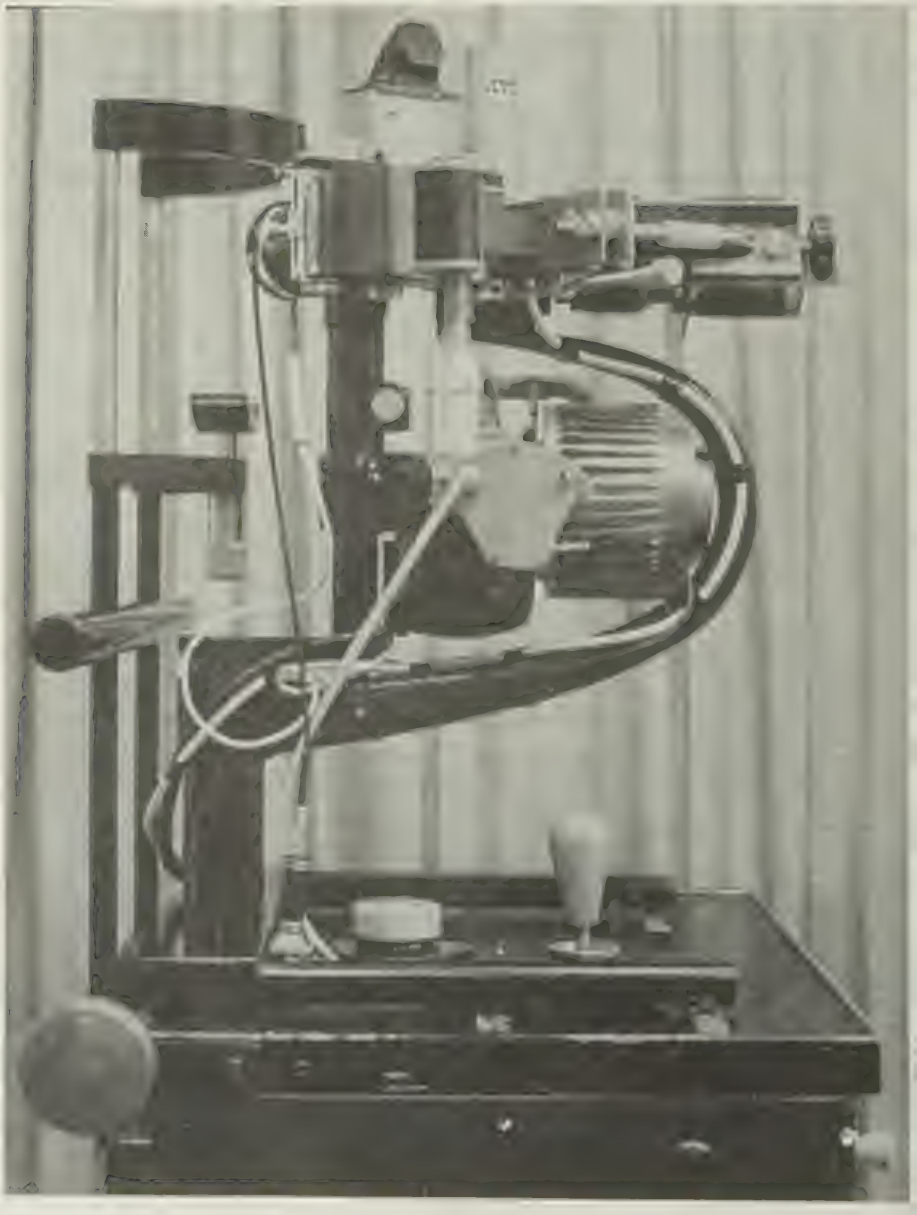
Auch Einstellungen, bei denen der optische Schnitt neben dem Scheitelpunkt der Hornhaut senkrecht ins Auge fallen soll, können erreicht werden, indem man den reflektierten Lichtstreifen um einen definierten, einfach zu errechnenden, Betrag in positiver oder negativer Richtung der Skala wandern läßt (PATNAIK). Eine Hornhaut ohne Läsionen und Deformationen ist hierbei natürlich vorauszusetzen.

Dasselbe Prinzip wird auch von BROWN (1972) angewandt. Das Fixierlicht ist auch um 5° nasal gegen die Spaltrichtung versetzt, jedoch um 3,5° über die Spaltmitte gelegt (NIESEL 2° unterhalb). Dieser zweite Wert wurde experimentell ermittelt und soll eine horizontale Lage der optischen Achse der meisten Patienten sicherstellen. Der Spalt läßt sich zur Justierung um 90° verdrehen, so daß der Reflex sowohl zur hori-

zontalen, als auch zur vertikalen Einstellung des Lotes auf den Hornhautscheitel dient.

Die sagittale Einstellung erfolgt mittels eines Fadenkreuzes in einem Sucher, der nach dem Scheimpflug-Prinzip konstruiert ist. Damit die Linse immer am gleichen Filmort erscheint, um Meßfehler durch die variable Vergrößerung entlang der Filmebene zu vermeiden, wird die Kamera so eingestellt, daß das Bild des Fadenkreuzes auf der Linsenvorderkapsel aufsitzt. NIESEL verwendet aus demselben Grund eine Marke im Sucher.

4. Beschreibung der Kamera



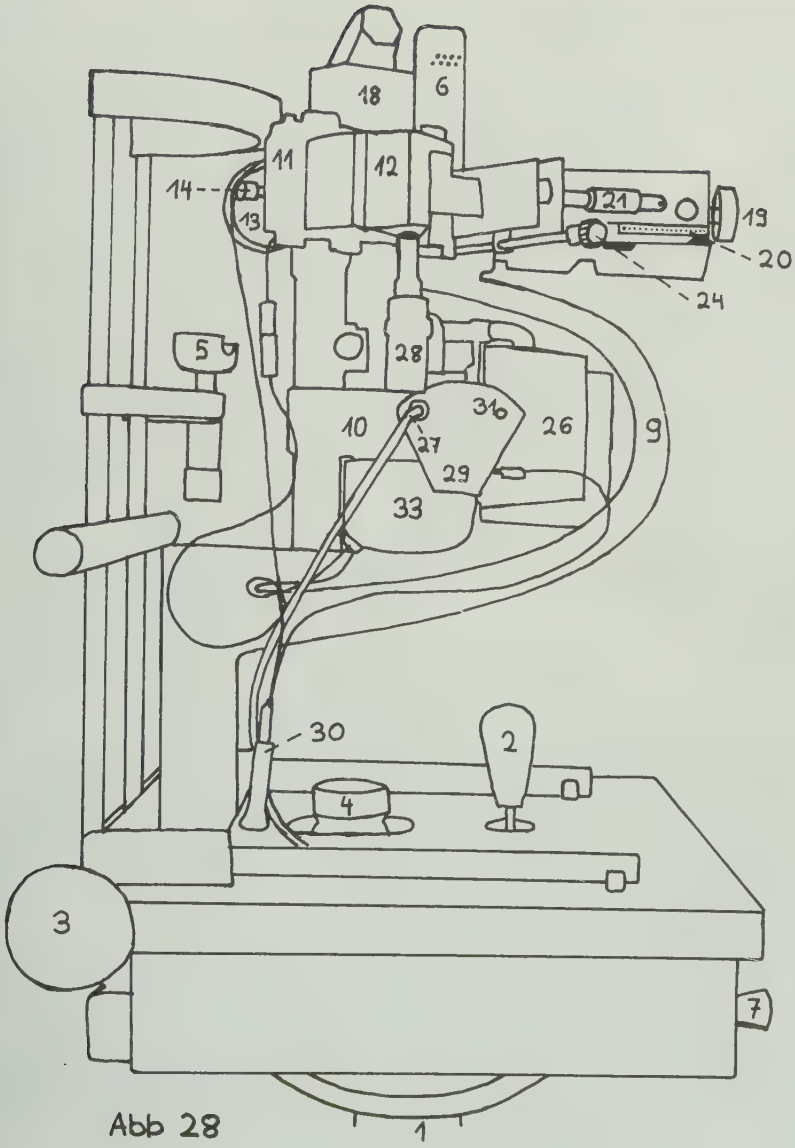
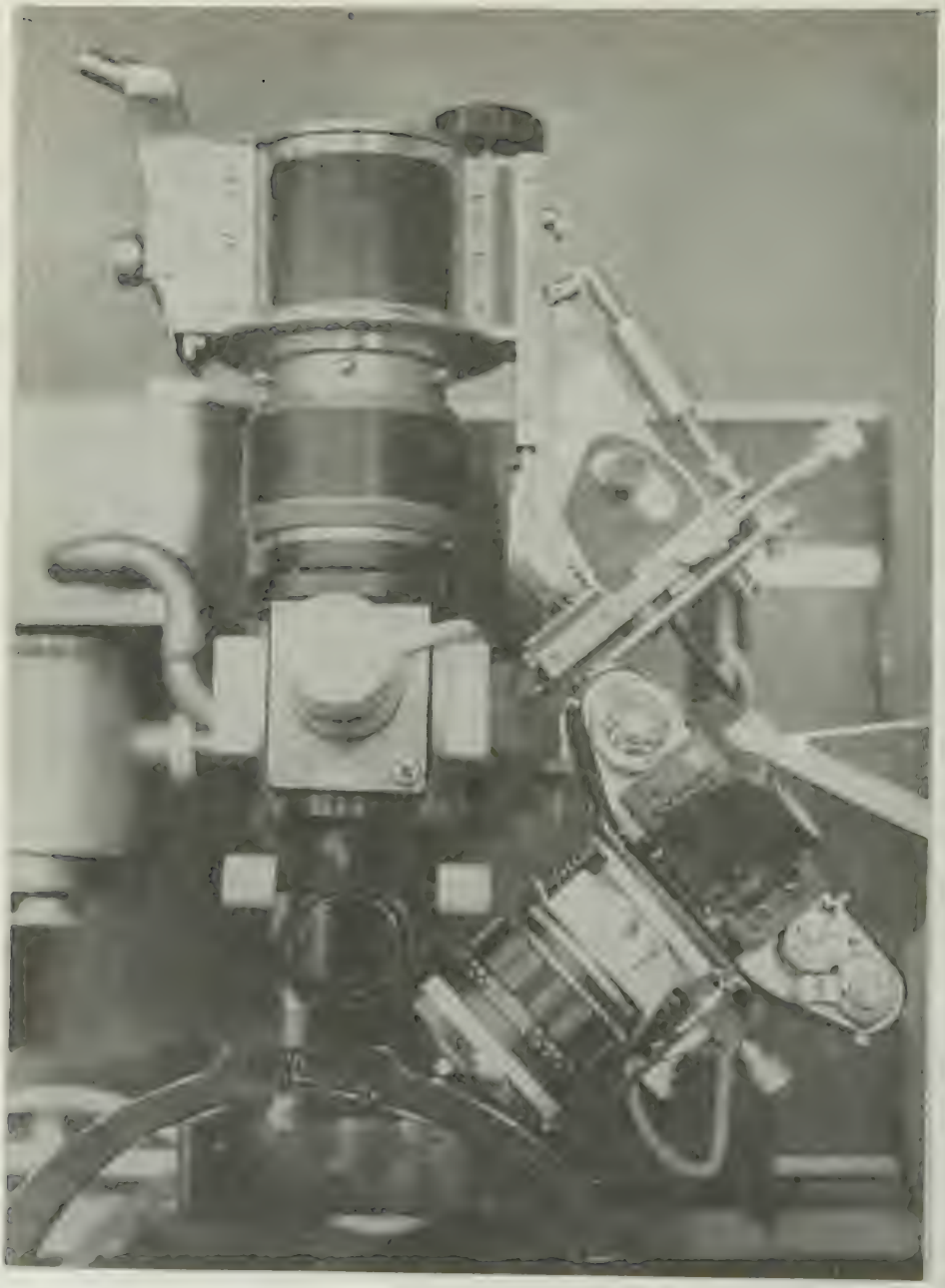


Abb 28



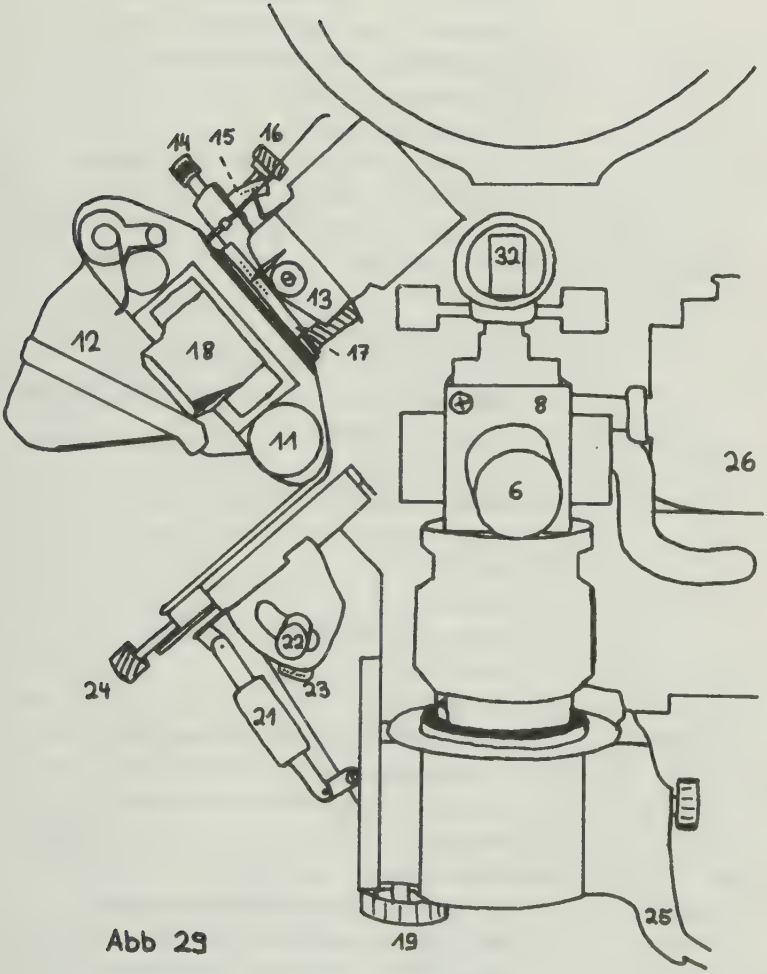


Abb 29

Abb. 28
und 29:

1 Handrad zur Vertikalverstellung
2 Handgriff zur Horizontalverstellung
3 Drehknopf zur Seiteneinstellung
4 Drehknopf zur Vertikaleinstellung
5 Kinnstütze
6 Arbeitsbeleuchtung
7 Schalter für Pilotlicht und Lüfter
8 Mikroskopgehäuse
9 Mikroskoparm
10 Beleuchtungsarm
11 Kamera
12 Kameraausbauteil
13 Objektiv mit Justiereinrichtung
14 Stellschraube zur Querverschiebung des Objektives
15 Skala für 16
16 Stellschraube zum Kippen des Objektives
17 Skala zu 14
18 Sucher
19 Drehknopf für sagittale Verschiebung
20 Skala für 19
21 Schraube für Winkeleinstellung (Kamera/Spalt)
22 Drehknopf zum Feststellen des Winkels
23 Skala für 21 und 22
24 Schraube zur Schärfeeinstellung des Objektives
25 Ansatzstück für ein Ausgleichsgewicht
26 Lüftergehäuse
27 Lichtleiter

28 Hilfsobjektiv für Referenzlicht
29 Kassette mit Verschluß für Referenzlicht
30 Doppelauslöser
31 Anschluß für Fixierlicht
32 Spaltlichtaustrittsfenster
33 Blitzgerät

Die im Institut für experimentelle Ophthalmologie der Universität Bonn entwickelte Kamera beruht auf dem Scheimpflug-Prinzip und hat eine gekippte Filmebene. Die Apparatur ist auf eine serienmäßige Spaltlampe mit Kreuztisch der Firma Zeiss aufgebaut. Sie besteht aus folgenden Hauptteilen:

a) Grundaufbau mit Kreuztisch und Kopfhalterung

b) Kamera

c) Kameraaufhängung

d) Beleuchtungseinrichtung des Spaltes

e) Beleuchtungseinrichtung des Referenzlichtes

Die Beleuchtungseinrichtung ist über ein Kabel mit einem separaten Blitzgenerator verbunden.

a) Der Grundaufbau ist in drei Dimensionen verstellbar. Zur groben Voreinstellung dienen ein Handrad (1, vertikal) und ein Handgriff (2, horizontal). Beide lassen sich nach der Einstellung arretieren. Die Feineinstellung in sagittaler Richtung erfolgt durch einen Drehknopf unter der Tischplatte. Für die Seitenverschiebung ist der Drehknopf (3) angebracht worden, nachdem sich der Handgriff (2) als zu ungenau erwiesen hatte. Die vertikale Einstellung erfolgt durch den Drehknopf (4) in der Tischmitte. Die Kinnstütze (5) ist mit einer Schraube in der Höhe verstellbar.

Unter der Tischplatte befindet sich eine Beleuchtung, die ein schwaches Licht während der Einstellung im verdunkelten Raum liefert. Die Kameraumgebung kann mit der Lampe (6) beleuchtet werden. Der Schalter (7) schaltet das Suchlicht und den Lüfter. Die Kameraaufhängung ist am Mikroskopgehäuse angebracht (8). Das Okularteil ist entfernt. Der Mikroskoparm (9) läßt sich, wie auch der Beleuchtungsarm (10), frei schwenken, jedoch nicht übereinander hinweg.

b) Eine normale Kleinbildkamera (11) mit Klappspiegel, Filmtransporthebel, Verschluß und Blitzkontakt bildet die Grundeinheit.

Die Schrägstellung der Filmebene wird durch ein Ausbauteil (12) erreicht. Der Kippwinkel ist 57,5°. Der Film wird über Laufrollen aus der Kassette, über die Schräge und die normale Transportwelle zur Wickelspule geführt. Über einen Umlenkspiegel im Bildausschnitt können Referenzlichter eingeblendet werden. Dazu wird ein Hilfsobjektiv (28) in den Gehäuseboden eingeschraubt.

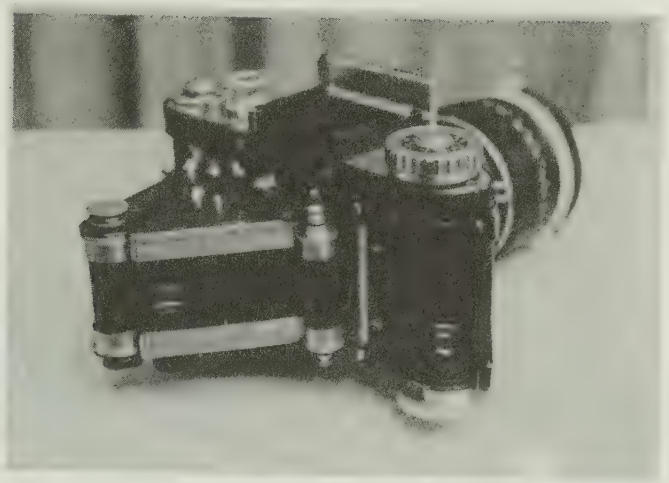


Abb. 30: Rückansicht der Kamera mit Ausbauteil

Das Normalobjektiv (13) mit 50 mm Brennweite und einer Öffnung von 1 : 1,4 liefert ein Bild im Vergrößerungsverhältnis 1 : 1,7. Es ist über eine Justiereinrichtung mit dem Kameragehäuse verbunden. Hiermit sind kleine Korrekturen des starren Filmebenenwinkels durch Kippen des Objektives möglich. Die Stellung wird mit der Schraube (16) bestimmt und kann auf der Skala (15) abgelesen werden. Bei dieser Einstellung verschiebt sich das Bild etwas in der Querrichtung und füllt das Filmformat nicht mehr ganz aus. Das Objektiv läßt sich daher mit der Schraube (14) verschieben, deren Position auf der Skala (17) abgelesen wird.

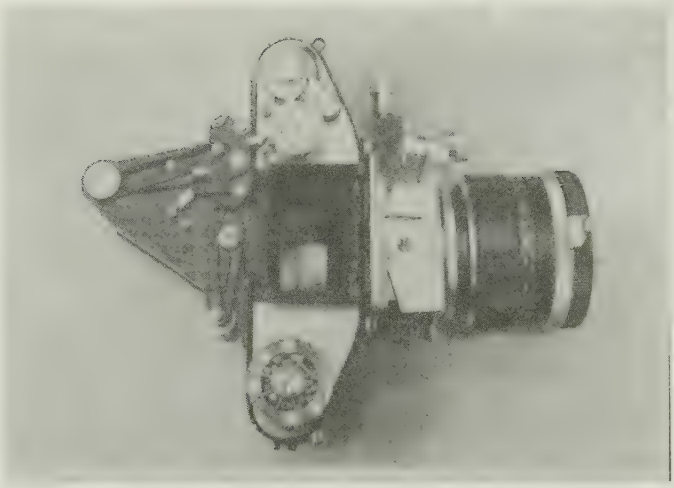


Abb. 31: Kameraaufsicht

In dem Sucher (18) ist eine Mattscheibe entsprechend dem Scheimpflug-Prinzip angebracht. Auf ihr erscheint dasselbe Bild, wie auf dem Film. Durch ein Umlenkprisma kann das Sucherbild horizontal betrachtet werden.

c) Die Kameraaufhängung ist am Mikroskopgehäuse angebracht und gestattet die Einstellung der Aufnahmegeometrie. Durch den Drehknopf (19) verschiebt man die Kameraanordnung in sagittaler Richtung. Die Skala (20) zeigt den Vorschub an. Der Kamera-Spalt-Winkel wird mit der Schraube (21) ein-, dann mit dem Drehknopf (22) festgestellt. Die Skala (23) zeigt die Stellung. Die Entfernungseinstellung wird durch Verschieben der Kamera in Richtung der Objektivachse vorgenommen. Hierzu dient die Schraube (24). Um das Übergewicht zur linken Seite hin auszugleichen, kann am Ansatzstück (25) ein Gegengewicht angebracht werden.

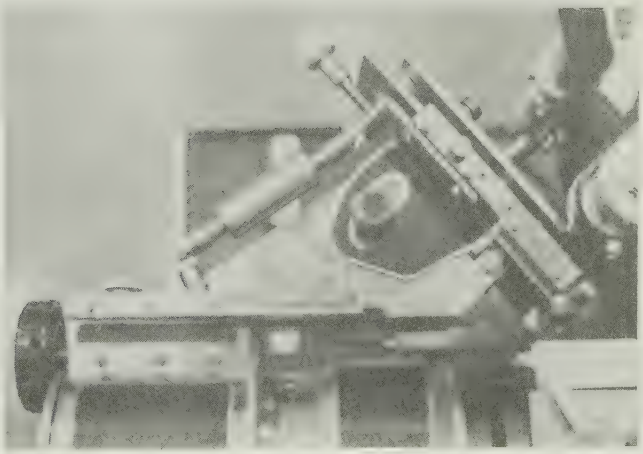


Abb. 32: Kameraaufhängung von oben

d) Die Beleuchtungseinrichtung basiert auf der serienmäßigen Ausführung für die Zeiss Photospaltlampe mit Elektronenblitzgerät (33). Für normale Aufnahmen wird die Blitzbirne mit 300 Watt belastet, einstellbar am separat aufgestellten Blitzgenerator.

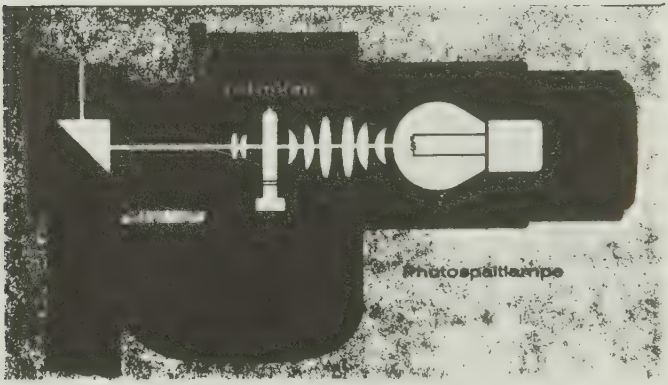


Abb. 33: Aufbau der Serienversion

Die Glühbirne für das Pilotlicht ist durch eine Niedervoltlampe ersetzt (24 Volt, 150 Watt), um eine ausreichende Lichtmenge für den Sucher zu erhalten. Die starke Wärmeentwicklung, die dem Kondensorsystem zwischen Pilot- und Blitzlicht schadet, wird mit einem Lüfter (26) abgefangen. Ein Labyrinthsystem verhindert das Austreten von Streulicht.

e) Ein Vergleichslicht kann zu jeder Aufnahme eingeblendet werden. Das Licht wird der Spaltbeleuchtung entnommen und über Lichtleiter (27) dem Hilfsobjektiv (28) zugeleitet. Über einen Umlenkspiegel gelangt es zum Film. In dieses Objektiv wird eine Folie mit dem gewünschten Grauwert für ein oder mehrere Referenzlichter eingelegt.

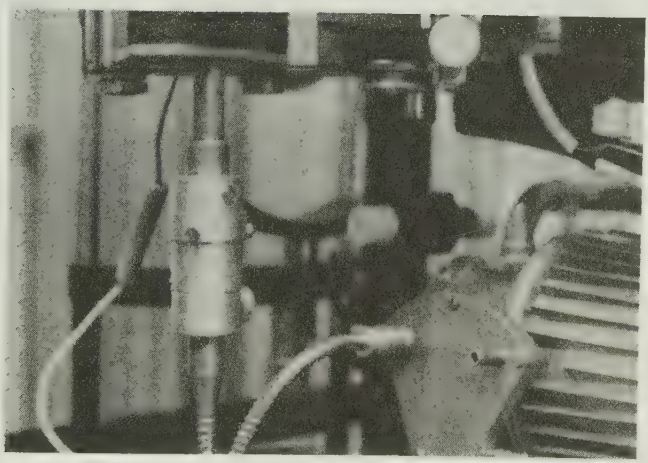


Abb. 34: Beleuchtungseinrichtung des Referenzlichtes

Vor den Lichtleiter ist eine Kassette gesetzt, die erst bei der Aufnahme den Lichtweg freigibt. Damit wird eine Belichtung durch das Pilotlicht, schon vor der Aufnahme, verhindert.

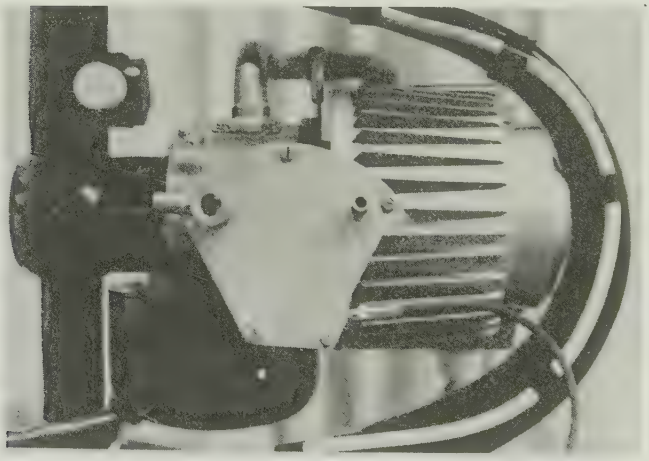


Abb. 35: Verschlußkassette

Die Kassette wird durch ein Kabel des Doppelauslösers betätigt, das andere führt zur Kamera (30). Während der Einstellung wird am Anschluß (31) ein Lichtweg freigegeben und bei der Aufnahme wieder gesperrt. Hier kann ein Fixierlämpchen angeschlossen werden.

Ein zweites Ausbauteil kann an die Kamera montiert werden. Es entspricht dem Teil 12, hat jedoch zwei Filmfenster nebeneinander. In das erste wird die Linse abgebildet, in das zweite über ein gleichartiges Hilfsobjektiv ein oder mehrere Vergleichslichter. Dadurch steht für das Referenzlicht ein ganzes Bildformat zur Verfügung. Der Film wird von einer Spule in dem Ausbauteil aufgewickelt und für jede Aufnahme um zwei Bildlängen weitertransportiert.

Der gewünschte Linsenort wird mit Hilfe des Sucherbildes aufgefunden. Zunächst wird die Linsenmitte in vertikaler Richtung in die Bildmitte gebracht (Drehknopf 4). Als horizontale Orientierungshilfe dient der Hornhautreflex. Er wird in eine definierte Lage zur Linsenvorderfläche gebracht (Drehknopf 3 und Drehknopf für sagittale Einstellung). Ebenfalls wird die Lage der Hornhaut zum linken Bildrand festgelegt. Zuletzt stellt man mit Schraube 24 das Bild scharf ein. Alle anderen Einstellungsvorrichtungen dienen der Justierung und bleiben festgestellt. Der Patient fixiert die Mitte des Spaltlichtaustrittsfensters (32).

Aufnahmebeispiele

Verwandt wurde Kodak Tri-X-Film (27 DIN, ASA 400)

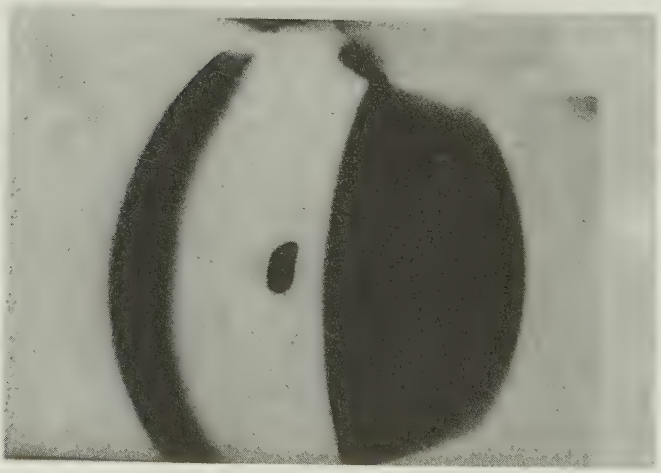


Abb. 36: Abzug eines technisch guten, auswertbaren Negatives. Die gesamte Linse ist scharf abgebildet. Der Cornealreflex liegt an der für diese Kamera als optimal ermittelten Stelle.

Abb. 37: Der Cornealreflex ist in die Linse hinein verschoben. Damit liegt das Spaltbild nicht in der Gegenstandsebene der Kamera und ist unscharf abgebildet.

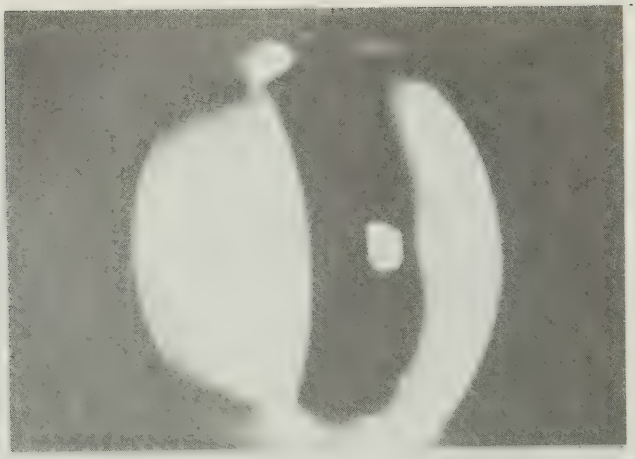


Abb. 38: Der Cornealreflex ist zu weit vorn abgebildet, das Bild nicht scharf.

Abb. 39: Vertikale Verschiebung des Bildausschnittes. Die Wimpern, die in der Gegenstandsebene der Kamera lagen, sind scharf abgebildet.

Abb. 40: Die Pupille ist nicht ausreichend weit geöffnet. Dadurch fehlt die Hinterfläche der Linse auf dem Photo. Der Cornealreflex ist nach vorn verschoben, so daß das Bild unscharf erscheint.

5. Auswertung

Eine Photographie des optischen Schnittes enthält grundsätzlich zwei Informationsbereiche. Einmal gibt sie in zweidimensionaler Darstellung Streckenlängen wieder, sowohl in sagittaler Richtung als auch dazu senkrecht. Hieraus sind Schlüsse auf die Lage der einzelnen Strukturen zueinander möglich (topometrische Auswertung, vgl. 5.1). Veränderungen können z. B. durch eine Bilderfolge über einen gewissen Zeitraum hinweg nachgewiesen werden. Zweitens gibt der Film Aufschluß darüber, wieviel Licht aufgrund der inneren Reflexion zurückgeworfen worden ist. Dies ist ein Maß für Trübungen, welches sowohl für Forschungen an der gesunden Linse, als auch für pathologische Zustände von Interesse ist (densitometrische Auswertung, vgl. 5.2). Die Auswertung beider Bereiche soll zu zuverlässigen Meßdaten führen, die z. B. eine Verlaufskontrolle oder eine statistische Auswertung gestatten.

5.1 Längenmessungen

Die Spaltlampenphotographie als Grundlage und Voraussetzung einer daraus entstehenden Photometrie setzte solchen Streckenmessungen mit ihren vielen technischen Problemen lange Zeit Grenzen. HEIM (1941) war der erste, der mit Hilfe der Apparatur von GOLDMANN Aufnahmen benutzte, um die Tiefe der Vorderkammer zu bestimmen. Die Negative wurden zusammen mit einem durchsichtigen Millimeterpapier vergrößert, um die Messung zu erleichtern. Die Werte entsprachen jedoch den Entfernungen in scheinbarer Tiefe und mußten auf rechnerischem Wege korrigiert werden. GOLDMANN (1941) erarbeitete dazu die mathematische Grundlage, mit deren Hilfe der verfälschende Einfluß der Hornhaut und des Kammerwassers ausgeschaltet werden konnte.

Einige Autoren beschrieben Messungen an Aufnahmen, die mit Kameras entständen, ohne daß das Schärfentiefenproblem zufriedenstellend gelöst war. Der Bereich scharfer Abbildung war also sehr begrenzt. Die Auswertungen beschränkten sich auf die Vorderkammertiefe des Auges.

SUGAR (1941) bestimmte Größenverhältnisse mittels 27-fach vergrößerter Aufnahmen, die unter einem Winkel von 45° entstanden. BLEEKER (1960) benutzte die Zeiss-Photospaltlampe, um ein Tagesprofil der Kammertiefe zu erstellen. Auch er entnahm die Meßwerte den Vergrößerungen.

Beide Autoren erhielten nur Werte für die scheinbare Tiefe, konnten jedoch auf eine Korrektur verzichten, weil nur relative Veränderungen von Interesse waren.

Im Vergleich mit zwei weiteren Verfahren erwies sich die Photographie als das genaueste (BLEEKER 1961). Die Apparatur von JAEGER (1952) war dem Meßokular von LOBECK (1937) und dieses wiederum der photographischen Methode unterlegen. Die bessere Präzision wurde jedoch mit einem weit größeren Zeit- und Materialaufwand erkauft.

1963 beschreiben JONES & MAURICE Versuche, bei denen eine einfache Kleinbildkamera mit Zwischenringen benutzt wird, deren Tiefenschärfe ausreichte, um den optischen Schnitt über eine Strecke von fast 1 cm scharf abzubilden. Diese Meßmethode berücksichtigt den Hornhauteinfluß auf relativ einfache Art. Ein Gitter mit quadratischen Kästchen, welches exakt in der Spaltebene liegt, wird mit derselben Photoeinrichtung durch eine simulierte Hornhaut (Kontaktlinse) hindurch aufgenommen. Von dem Negativ wird ein zweites Gitter hergestellt, das nun entsprechend dem Hornhauteinfluß verzerrt ist. Dieses Gitter wird zur Messung der Vorderkammertiefe auf die Photographie kopiert, wonach dann einfach die Kästchen ausgezählt werden können. Die erhaltenen Werte entsprechen so den wahren Tiefenverhältnissen.

Dieses Verfahren ist von BROWN weiterentwickelt und auch zur Korrektur der Scheimpflug-Verzerrung benutzt worden (s. u.).

Die Linse war für solche Messungen zunächst nicht geeignet. FINCHAM (1938) entwickelte zwar eine photographische Methode, konnte jedoch nur den gesamten Linsendurchmesser erfassen und die Krümmungsradien der Außenflächen schätzen. Die ersten Messungen der Strukturen innerhalb der Linse wurden von PATNAIK (1967) beschrieben, der die Scheimpflug-Kamera von NIESEL benutzte.

Zwei Meßverfahren werden angewandt. Pro Negativ werden im Bereich der geschätzten Mittellinie des Photos drei Densitogramme angefertigt. Dasjenige, welches der wahren Mitte am nächsten kommt, liegt der dann folgenden Auswertung zugrunde. Erfahrungsgemäß ist jedoch das Zentrum so genau abzuschätzen, daß man sich auf ein Densitogramm beschränken kann. Nach dem Identifizieren der einzelnen Strukturen werden die gewünschten Abstände ausgemessen. Die Änderungen für die verschiedenen Grade der Akkommodation werden in Prozent des Gesamtdurchmessers für die entakkommodierte Linse angegeben.

Die Negative werden zum Zweiten in etwa 20-facher Vergrößerung auf ein Zeichenbrett projiziert, so daß mit der Kameravergrößerung von 1 : 1,5 ein 30-mal größeres Bild entsteht, dessen Strecken in Millimetern vermessen werden können.

Geometrisch kann der Krümmungsradius der Linsenvorderfläche geschätzt werden, was bei der Hinterfläche aufgrund der meist ungenaueren Darstellung nur über einen Umweg möglich ist. Hierbei wird ein Planspiegel senkrecht zur Zeichenbrettebene und zum Bild der Hinterfläche gestellt. Sobald sich die Krümmungslinie ohne abzuknicken im Spiegelbild fortsetzt, ist eine Senkrechte auf den Ausschnitt des Kreisumfanges gefunden. Zwei so ermittelte Normalen schneiden sich im Krümmungsmittelpunkt (s. Abb. 41).

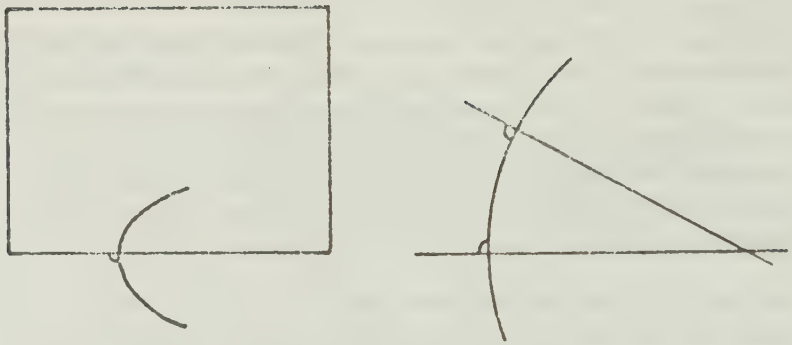


Abb. 41: Ermittlung des Krümmungs-
mittelpunktes

PATNAIK vergleicht die gefundenen Werte mit denen, die von GULLSTRAND (1914) für die Akkommodation errechnet wurden und kommt zu dem Schluß, daß für die Bestimmung von Streckendifferenzen Ergebnisse für die scheinbare Tiefe ausreichend genau sind.

NIESEL et al. (1976) erhalten die Abstandswerte aus den Densitogrammen. Dabei liegt die Fehlerbreite zwischen 4 und 10 %, wie auch schon aus Voruntersuchungen (NIESEL 1966) hervorgeht. Der Fehler durch den Unterschied zwischen Streckenlängen in scheinbarer und wahrer Tiefe wurde durch folgende Überlegung berücksichtigt. Bei Aufnahmen mit einer Scheimpflug-Kamera stehen zwei verzerrende Phänomene einander gegenüber (siehe auch 3.5). Die Geometrie des Kamerastrahlenganges bewirkt eine stärkere Vergößerung der vorderen Bildabschnitte. Dagegen führt der Einfluß der Hornhaut zu der genau entgegengesetzten Erscheinung (s. Abb. 42).

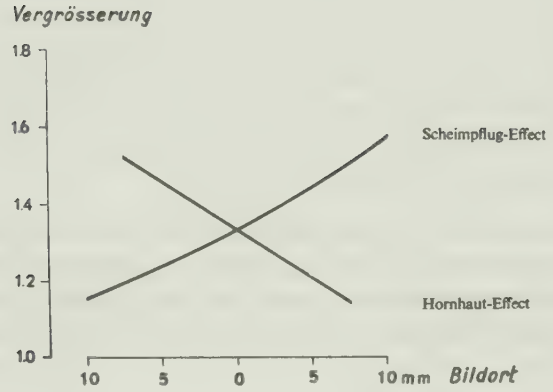


Abb. 42: Gegenüberstellung der verzerrenden Effekte in Abhängigkeit von Bildort und Vergrößerung.

Bei einer optimalen Kombination von Vergrößerung und Winkel zwischen Spaltbeleuchtung und Kameraachse heben sich beide Effekte fast vollständig auf, so daß sich in den axialen Linsenbereichen eine konstante Vergrößerung entlang der Filmebene ergibt. Der Einfluß der Linsenvorderfläche und des Kammerwassers ist nicht berücksichtigt.

Die Methode, die BROWN (1972) zur Längenmessung anwendet, gleicht der von JONES und MAURICE.

Unter den gleichen geometrischen Bedingungen, wie sie für die Linsenaufnahmen gelten, wird ein Gitter mit 0,4 mm Linienabstand photographiert. Das Negativ wird zur Herstellung eines um die Kameraverzerrung korrigierten Gitters benutzt, wobei die Linien auf einer Plexiglasscheibe aufgezeichnet sind. Bei der Vergrößerung der Linsenbilder liegt das neue Gitter auf

dem Photopapier, so daß die Linien mit auf den Abzug kopiert werden. Ein immer konstantes Vergrößerungsverhältnis wird dadurch erreicht, daß das Gitternegativ vorher noch einmal in den Apparat eingelegt und das Bild mit dem Raster zur Deckung gebracht wird. Ein Pfeil markiert die Bildmitte, die auf die Linsenvorderfläche kopiert wird. Diese ist ebenfalls mit Hilfe des Suchers bei der Aufnahme in die Filmmitte gebracht worden. Die korrespondierenden Punkte von Gitter und Linsenbild liegen so an gleicher Stelle.

Messungen werden durch Auszählung der Kästchen, sowohl in vertikaler als auch in horizontaler Richtung, durchgeführt. Die Krümmungshalbmesser werden mit der Spiegelmethode bestimmt, jeweils an zwei verschiedenen Sehnenabschnitten der Linsenvorder- und -hinterfläche.

Eine zweite Vermessung erfolgt anhand der Densitogramme, wobei je eine Zeile unterhalb, oberhalb und in der Linsenachse abgefahren wird. Es werden zwei gleiche Aufnahmen pro Einstellung ausgewertet. Um sicherzustellen, daß immer die entsprechende Strecke vermessen wird, wird von Orten des gleichen Grauwertes einer Struktur ausgegangen. Aus den insgesamt sechs Werten pro Strecke wird der Mittelwert errechnet.

Die Auszählung der Gitterkästchen liefert Werte für die scheinbare Tiefe, wobei die Kameraverzerrung kompensiert ist. Bei Messungen aus dem Densitogramm muß dieser Fehler nachträglich beseitigt werden.

Dazu wird ein Densitogramm vom Negativ des Meßgitters hergestellt und die Rasterabstände gemessen. Das Intervall pro Kästchen entspricht 0,4 mm in scheinbarer Tiefe. Die Werte sind in einer graphischen Darstellung gegeneinander aufgetragen, mit deren Hilfe die gemessenen Entfernungen sofort auf die Verhältnisse der scheinbaren Tiefe umgerechnet werden können.

Eine gleichartige graphische Darstellung wurde mit Hilfe eines Phantomauges für die Verzeichnung durch die Hornhaut (siehe 3.5) erstellt. Aufgetragen wurden die Werte der Kästchenlängen einmal für das mit Luft, einmal für das mit Flüssigkeit gefüllte Kunstauge. Abstände in scheinbarer Tiefe können hiermit auf wahre Werte umgerechnet werden, jedoch nur im Bereich der Vorderkammer. Die Linse, insbesondere deren Rückfläche, unterliegt außer der Hornhautverzerrung noch der des Kammerwassers, der Linsenvorderfläche und der Strukturen in ihr selbst. Da diese Effekte von Alter, Akkommodationszustand und Brechungsindex abhängen, ist es hier bisher noch nicht möglich, ein Korrekturverfahren anzuwenden. Für Strecken in der Linse, sowie für die Krümmungshalbmesser, werden Werte für die scheinbare Tiefe angegeben.

Dasselbe Meß- und Korrekturverfahren wendet BROWN (1973) bei Untersuchungen der Vorderkammer an. Hierbei werden die Aufnahmen aufgrund der geringen Verzerrungen mit einer Scheimpflug-Kamera gemacht, deren Objektiv gekippt ist (BROWN 1969, vgl. 3.1.3). Für diese Apparatur müssen natürlich eigene Gitter und Graphen erstellt werden.

Zusätzliche Zeichnungen nach den Negativen, in denen verdeckte Linsenteile hinzugezeichnet sind, dienen zum Abschätzen der Äquatorlage bei verschiedenen Akkommodationsgraden.

5.2 Dichtemessungen

Die Strukturen der Linse sind im Spaltlampenbild zu unterscheiden, weil sie durch ein unterschiedliches Maß an innerer Reflexion dunkler oder heller erscheinen. Diese Helligkeit einer Zone hängt von vielen klinischen Faktoren ab und ist im Falle einer Katarakt extrem stark ausgeprägt. Es ist also zur Erforschung von Linsenphysiologie, Kataraktbildung, wie auch für klinische Verlaufskontrollen interessant, Trübungsmessungen auszuführen. Am lebenden Auge sind sie bisher nur mit Hilfe der Spaltlampenphotographie möglich.

Eine Struktur der Linse erscheint, je nach ihrer Opazität und der daraus resultierenden reflektierten Lichtmenge, als entsprechend geschwärzte Stelle auf dem Filmnegativ. Stärkere Trübung bedeutet also eine stärkere Schwärzung des Negatives. Der Film ist also in der Lage, das Ausmaß der Trübungen quantitativ wiederzugeben, wobei jedoch die technischen Bedingungen, die durch die Photographie selbst gegeben sind, erfüllt werden müssen.

Funktionsweise des Densitometers

Zur Messung der optischen Dichte, in diesem Fall einer photographischen Schicht, dient das Densitometer. Im Prinzip handelt es sich um ein Photometer, bei dem die durch das Objekt transmittierte Lichtmenge mit der aufgefallenen verglichen und der Quotient in logarithmischem Maßstab angegeben wird.

Eine Beleuchtungseinrichtung erzeugt ein Lichtbündel, dessen Gestalt durch austauschbare Blenden, z. B. Spalte verschiedener Größe, bestimmt werden kann. Im Strahlengang befindet sich ein schnell rotierender Spiegel, der abwechselnd den Lichtweg freigibt oder in eine andere Richtung ablenkt, so daß zwei identische Lichtbündel entstehen.

Das erste fällt durch einen Graukeil auf eine Photozelle und dient als Referenzgröße. Das zweite durchstrahlt den zu vermessenden Film und trifft, aufgrund der Filmschwärzung mehr oder weniger abgeschwächt, auf eine zweite Photozelle. Im elektronischen Teil des Gerätes wird ein Signal ausgelöst, wenn die Lichtintensitäten, die auf die zwei Zellen auftreffen, unterschiedlich groß sind. Der Signalstrom wird verstärkt und treibt einen Servomotor, der den Graukeil im Referenzstrahl so lange verschiebt, bis die beiden Intensitäten gleich sind. Der Vergleichsstrahl wird also geschwächt, wobei die nun eingestellte Schwärzung des Graukeiles der Filmschwärzung entspricht.

Mit der Mechanik ist eine Schreibeeinrichtung über ein Getriebe gekoppelt, so daß jede Lageänderung des Graukeiles proportional aufgezeichnet wird (s. Abb. 43).

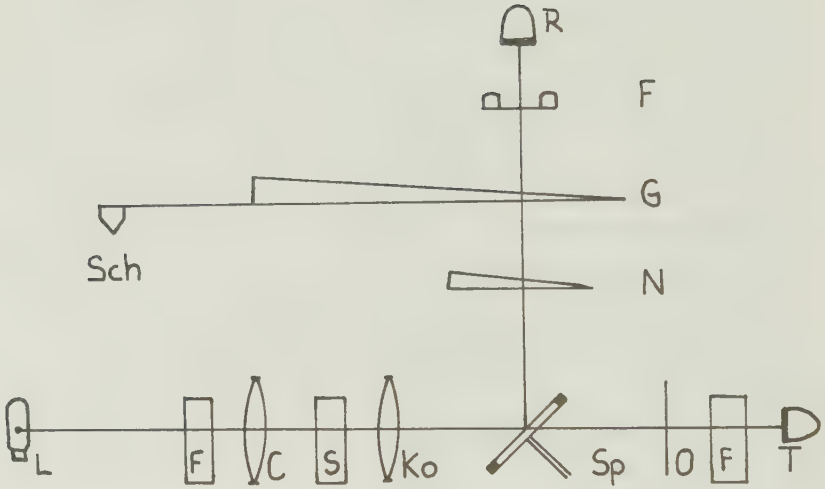


Abb. 43: Aufbau eines Densitometers

- L: Lichtquelle
- F: Halterung für Filter
- C: Collimatorlinse
- Ko: Kondensorlinse
- S: Spaltblende
- Sp: Spiegel
- O: Meßobjekt
- T: Photozelle des Meßstrahlenganges für durchfallendes Licht
- R: Photozelle des Referenzstrahlenganges
- G: Graukeil

Sch: Schreibeeinrichtung, mit dem Graukeil mechanisch verbunden
N: Graukeil zum Einstellen der Nullage

Ein solcher Graukeil dient zur stetigen Abschwächung des Lichtes, ohne dabei dessen Eigenschaften zu verändern. Er besteht aus einem keilförmig geschliffenen Grauglas und einem komplementären farblosen Teil, der ihn zur Platte ergänzt.

Die Abschwächung des durchfallenden Lichtes unterliegt dem Absorptionsgesetz:

$$I = I_0 \cdot e^{-\alpha s} ,$$

wobei:

I = Intensität des durchfallenden Lichtes
I_0 = Anfangsintensität
α = Absorptionskoeffizient
s = Schichtdicke

ist.

Es folgt $I \sim e^{-\alpha s}$, weil I_0 als Konstante angesehen werden kann,
bzw. $I \sim \frac{1}{e^{\alpha s}}$

α ist ebenfalls eine Konstante, zusammengesetzt aus der Wellenlänge und einem Faktor, der von den Materialeigenschaften bestimmt ist.

Aus diesem Ausdruck kann man die exponentielle Abhängigkeit von I und s entnehmen. Bei abnehmender Schichtdicke steigt der Wert für I exponentiell an.

Das Verhältnis von aufgefallener und durchgefallener Intensität

$$\frac{I_o}{I} = e^{\alpha s} = O$$

wird als Opazität bezeichnet, ihr Reziprokwert

$$\frac{I}{I_o} = e^{-\alpha s} = T$$

heißt Transparenz.

Der negativ dekadische Logarithmus der Transparenz bzw. der Logarithmus der Opazität heißt Schwärzung oder Dichte:

$$- \lg \frac{I}{I_o} = - \lg T = \lg \frac{I_o}{I} = \lg O = D$$

Wird 1/10 des Lichtes durchgelassen, ergibt sich

$$D = \lg \frac{10}{1} = 1$$

Wird 1/1000 durchgelassen, entsprechend

$$D = \lg \frac{1000}{1} = 3$$

Bei zunehmender Schichtdicke fällt die Tranparenz exponentiell ab, resultierend aus der Abhängigkeit von I, und die Opazität nimmt ebenso zu.

Da die Schwärzung der Logarithmus ist, ist sie von s linear abhängig.

Für einen Graukeil, dessen Schichtdicke gestuft ist, nimmt also die Schwärzung pro Längeneinheit ebenfalls um einen konstanten Betrag zu oder ab, so daß diese Strecke ein Maß der Dichte ist. Wenn der Keil im Referenzstrahl des Densitometers auf die entsprechende Negativschwärzung eingestellt ist, zeichnet die Schreibeeinrichtung direkt den entsprechenden Ausschlag für D auf. Die Nullage der Meßeinrichtung wird mit einem zweiten Keil im Referenzstrahlengang eingestellt.

Der Film wird von der Meßeinrichtung mit konstanter Geschwindigkeit, die dem Papiervorschub proportional ist, abgefahren. Das Ergebnis ist ein Diagramm, welches die Schwärzung zum Negativort zeigt. Dadurch werden exakte Längenmessungen ebenfalls möglich.

Dichtemessung an Filmmaterial

Zu seiner Charakterisierung trägt man die Schwärzung (Ordinate) eines belichteten und entwickelten Filmes als Funktion der je Flächeneinheit aufgefallenen Lichtmenge auf (Abzisse) und erhält die sogenannte Gradationskurve. Steigung und Verlauf sind kennzeichnend für Emulsionsbeschaffenheit und Entwicklungsverfahren. Das Bild der Kurve kann man direkt als Densitogramm erhalten, wenn man einen Graukeil photographiert.

Die optische Dichte des Keiles nimmt pro Längeneinheit um einen festen Betrag zu. Die durchgelassene Lichtintensität bzw. -energie ändert sich exponential, ihr Logarithmus jedoch linear. Man erhält also beim Abphotographieren des Graukeiles auf dem Negativ eine Lichtintensitätsverteilung in logarithmischer Zunahme, was zu einer entsprechenden Schwärzung führt. Weil die Energie in der Filmgradationskurve ebenfalls logarithmisch aufgetragen wird, entsprechen die Längeneinheiten des Keiles den Energieeinheiten der Belichtung. Die Messung im Densitometer (Schwärzung, aufgetragen gegen Ort auf dem Negativ) ergibt die Gradationskurve.

Densitometriert man anstelle des Filmes zunächst den Graukeil selbst, so ergibt sich eine Gerade (lg E $\sim$ D). Beim Durchmessen des photographierten Keiles erhält man jedoch eine Kurve, aus der man entnehmen kann, daß für photographische Filme die Schwärzung des Negatives keineswegs linear von der aufgefallenen Lichtmenge (lg E) abhängt. Stattdessen erhält man eine charakteristische Kennlinie, deren Steigung in einem

beliebigen Punkt als Gradation (g) bezeichnet wird. Ebenfalls ist der Energiebereich, der zur Filmschwärzung führt, eingeschränkt (s. Abb. 44).

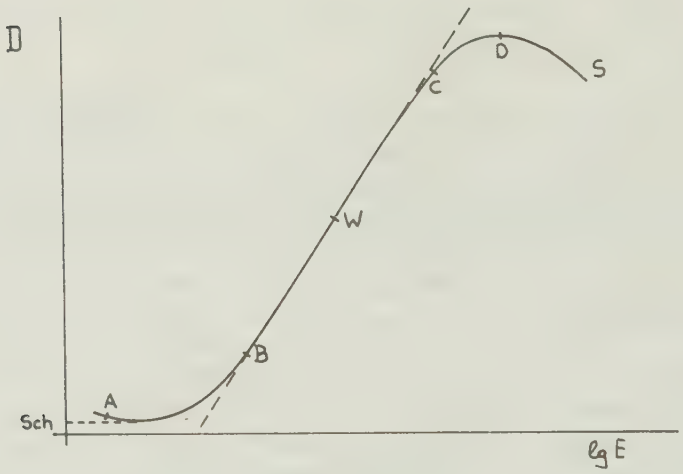


Abb. 44: Beispiel einer Gradationskurve
Die Kurve hebt sich zunächst flach von der X-Achse ab, um in einem langen, annähernd linearen Teil den Wendepunkt (W) zu durchlaufen, in dem die Gradation den Maximalwert γ erreicht.

A = Schwellenempfindlichkeit
A - B = Durchhang, Bereich der Unterbelichtung
B - C = Linearteil
C - D = Bereich der Überbelichtung
S = Bereich der Solarisation
Sch = Entwicklungsschleier

Die Gradationskurve erreicht in einem Wendepunkt ein Steigungsmaximum. Beiderseits davon kann die Funktion über ein längeres Stück durch die Wendetangente angenähert werden. Die Steigung dieser Geraden wird als Gammawert (γ) bezeichnet, so daß γ = g max. ist (Filmkontrast). Auf dieser Strecke wird der Film "richtig" belichtet.

Der Gammawert hängt nicht nur von Filmeigenschaften wie Emulsionsbeschaffenheit und Schichtdicke ab, sondern auch von der Entwicklungsart. Filme mit großem γ-Wert werden als hart ($\triangle$ E klein bei großen $\triangle$ D), mit kleinem als weich bezeichnet ($\triangle$ E groß bei kleinen $\triangle$ D).

Auch ohne Belichtung entsteht bei der Entwicklung eine geringe Schwärzung, der sogenannte Grund- oder Entwicklungsschleier. Er wird durch Spaltung von unbelichteten Silberkeimen beim Entwickeln hervorgerufen. Eine gute Emulsion zeigt eine minimale Verschleierung.

Die Mindestbelichtung heißt Schwellenempfindlichkeit (A), der Abschnitt der "Unterbelichtung" wird als Durchhang (A - B) bezeichnet. Der gekrümmte Kurventeil der "Überbelichtung" (C - D) geht in den Bereich der Solarisation (S) über, wo es durch weitere Belichtungssteigerung zu einer schwächeren Schwärzung kommt.

Für ein densitometrisches Ausmessen der Negative sind daher folgende Voraussetzungen zu berücksichtigen:

a) der Schwärzungsumfang der Negative muß im linearen Bereich der γ-Funktion liegen;

b) die Gradationskurve muß für alle Aufnahmen gleich verlaufen;

c) ein oder mehrere Referenzgrautöne müssen zu jedem Negativ eingeblendet sein.

a) Um für die Schwärzung der einzelnen Linsenabschnitte auswertbare Ergebnisse zu erhalten, muß das Verhältnis von Dichte und eingestrahlter Energie (lg E) proportional sein. Das ist im geraden Teil der Gradationskurve der Fall. Im gekrümmten Bereich entspricht jede Belichtungs- einer anderen Dichteänderung, so daß sich kaum eine brauchbare Arbeitseinheit definieren läßt.

Durch eine Grauwertskala läßt sich für jeden Film die Lage des Arbeitsbereiches abschätzen. Das Prinzip entspricht dem des Graukeiles. Die Schwärzungszunahme verläuft jedoch nicht kontinuierlich, sondern in Stufen mit gleicher Länge (l). Bilden die einzelnen Felder eine Skala mit gleichen Grauwertabständen, so erscheinen sie, abphotographiert, im Densitogramm als gleichmäßige Treppe innerhalb des linearen Bereiches. Entsprechend dem Funktionsverlauf werden die Stufenhöhen im oberen und unteren Bereich kleiner, um bei kleinster und größter Exposition ganz zu verschwinden. Die Lage der Stufen zur Abzisse (lg E) läßt sich mit der Belichtung verschieben. Wird diese optimal gewählt, so zeigt das Densitogramm die obere und untere Grenze des Linearteiles (Abb. 46). Beim Abphotographieren muß der Graukeil exakt homogen beleuchtet werden, weil Belichtungsunterschiede, beispielsweise geringe Helligkeit an den Enden, das Ergebnis verfälschen würden. Dieses technisch nicht ganz einfache Problem läßt sich z. B. durch Verwendung eines Ulbricht-Körpers (Integralphotometer) zur Beleuchtung lösen, wenn einfache Methoden sich als nicht exakt genug erweisen (s. Abb. 45).

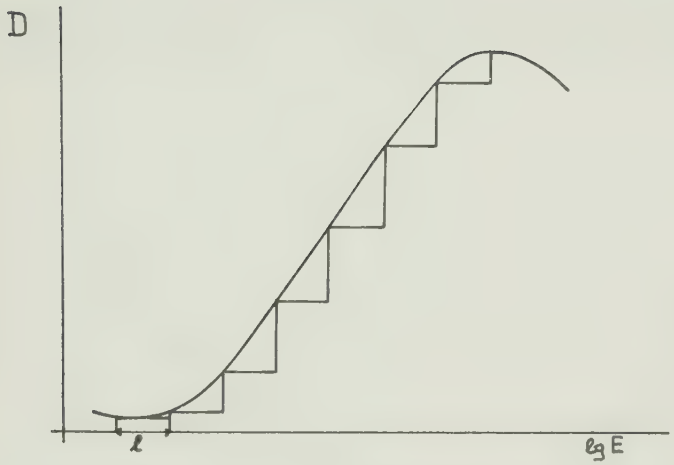


Abb. 45: Schwärzungen einer abphotographierten Grautreppe, die entsprechend der Filmgradationskurve verändert sind.

Durch Verändern der Belichtung kann nun der Schwärzungsumfang des Linsenbildes in den Arbeitsbereich manövriert werden, zum Beispiel durch die Helligkeitseinstellung des Blitzes, Wahl der Kamerablende oder Vorschaltung von neutralen Graufiltern.

Als günstige Lage erweist sich der untere Teil des geraden Kurvenabschnittes (GOLDMANN 1939).

b) Der Gammawert ist von Filmmaterial und Entwicklungsbedingungen abhängig. Er ist der Proportionalitätsfaktor zwischen Lichtenergie und Schwärzung. Praktisch bedeutet das, daß die Graustufen im Linearbereich zwar immer im gleichen Abstand voneinander stehen, die Stufenhöhe jedoch von Film zu Film unterschiedlich ist. (s. Abb. 46 u. 47).

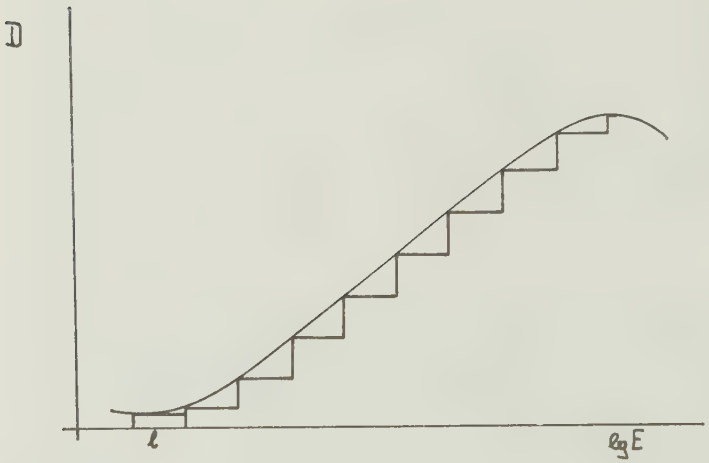


Abb. 46: Grautreppe für weichen Gradationswert

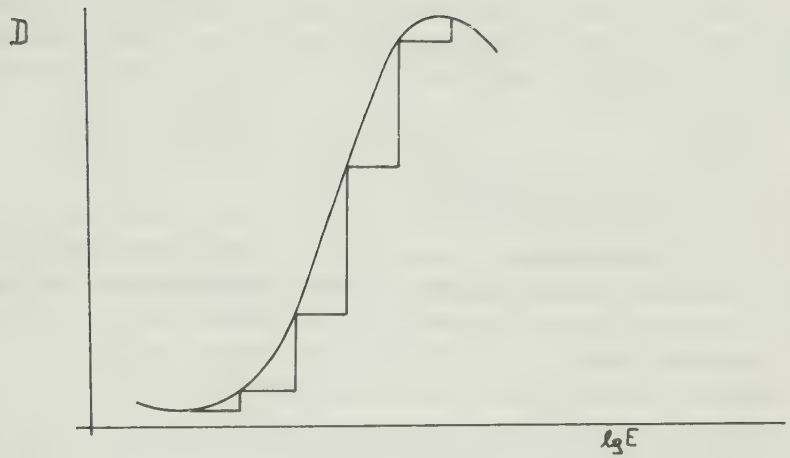


Abb. 47: Grautreppe für harten Gradationswert

Im Falle der Abb. 47 ist die Gradation sehr groß, so daß kaum zwei Stufen ein Abschätzen des Linearteiles erlauben. Dafür ist ein scharfer Kontrast vorhanden, der auch kleine Schwärzungsunterschiede noch gut auflöst. Die Gefahr, aus dem Arbeitsbereich des Filmes herauszukommen, ist deshalb ebenfalls sehr groß. Der Belichtungsspielraum ist klein.

Im Falle der Abb. 46 ist der Kurvenverlauf gut abzuschätzen, der Belichtungsspielraum ist sehr groß, allerdings auf Kosten eines schlechten Kontrastes.

Es empfiehlt sich also, das Entwicklungsverfahren so zu standardisieren, daß bei ausreichendem Kontrast (Auflösung der Einzelheiten im Densitogramm) ein gutes Erkennen des Linearteiles mit Hilfe der Grautreppe möglich ist. Ferner muß der Beleuchtungsumfang des Spaltlampenbildes kleiner sein als der lineare Belichtungsspielraum, damit ein Verschieben durch ungleiche Belichtung in gewissem Maße möglicht ist.

Fortgeschrittene Katarakte verlangen meist einen sehr großen Beleuchtungsumfang.

Das Filmmaterial muß dementsprechend so ausgewählt werden, daß auch für pathologische Schwärzungsgrade noch ein ausreichend großer linearer Teil der Gradationskurve zur Verfügung steht.

c) Durch Unterschiede in der Belichtung der einzelnen Aufnahmen kommt es nach allen diesen Maßnahmen nur noch zu kleinen Verschiebungen innerhalb des Arbeitsbereiches. Um einen festen Bezugspunkt für die Messungen zu erhalten, kann man einen oder mehrere Referenzgrautöne auf jedes Negativ einblenden, die von der gleichen Beleuchtungseinrichtung ihr Licht erhalten und deren Schwärzung ebenfalls in den Linearteil fallen muß. Die Dichte dieser Grauwerte steht so für jede Aufnahme in einem festen Verhältnis zu den Schwärzungen des Objektes und wird bei Belichtungsunterschieden um den gleichen Betrag entlang der Geraden mitverschoben. Sie sind als Standardwerte verwendbar, auf die die Meßergebnisse für die Linsenschwärzung bezogen werden können.

Eine Schwierigkeit folgt aus der Tatsache, daß das Spaltlampenlicht, bevor es eine Schicht in der Linse beleuchtet, schon durch andere Schichten hindurchgefallen ist. Entsprechend ist es abgeschwächt worden, so daß diese Zone auf dem Negativ zu hell bzw. der Linsenort weniger getrübt erscheint. Eine Korrektur dieses Fehlers ist bei der Auswertung des Densitogrammes auf rechnerischem Wege möglich. Aus dem Dichtewert für eine Schicht wird der entsprechende Lichtverlust im Spaltlampenbüschel ermittelt und als Korrekturwert für die folgenden Schichten berücksichtigt. Eine umschriebene Trübung im Strahlengang zwischen einer solchen Zone und dem Objektiv der Kamera verfälscht dabei alle weiteren Korrekturwerte und muß vor der Messung ausgeschlossen werden. Diffuse Trübungen führen dagegen zu einem gleichmäßigen Lichtverlust für die ganze Aufnahme und verursachen keine Meßfehler. Die Genauigkeit dieses Korrekturverfahrens ist von der festgelegten Schichtdicke der berücksichtigten Zonen bzw. der Anzahl der Korrekturwerte abhängig. Ein kontinuierliches Verfahren für integrale Schichtdicken ist am genauesten und kann mit einem geeigneten Rechner durchgeführt werden (s. Abb. 48).

A: Durchstrahltes Objekt mit 7 Schichten unterschiedlicher Dichte.
E = einfallendes Licht
S = Streulicht zum Film

B: Tatsächliche Dichte der Schichten.

C: Beleuchtungsstärke des einfallenden Lichtes (%) an den Schichtgrenzen (senkrechte Säulen)

D: Tatsächliche Filmschwärzung durch Verminderung des einfallenden Lichtes in den vorgelagerten Schichten. Schwärzungsverluste schraffiert.

E: Auswirkung einer Trübung (T) im Kamerastrahlengang der 4. Schicht.
E = einfallendes Licht
S = Streulicht zum Film

F: Tatsächliche Filmschwärzung bei lichtabsorbierender Trübung im Kamerastrahlengang.

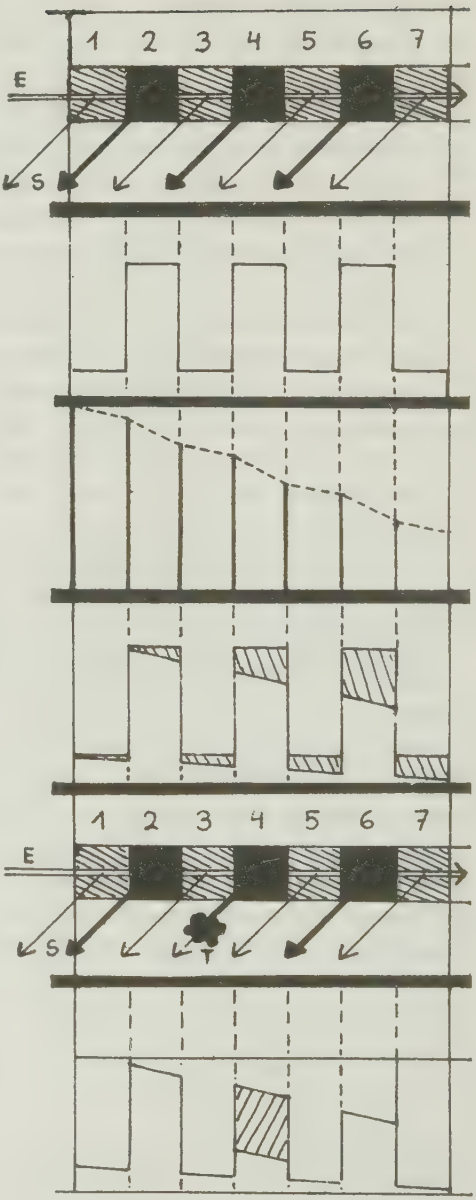


Abb. 48: Die Abbildung veranschaulicht den Lichtverlust, den das Spaltlampenlicht beim Durchtritt durch verschieden stark getrübte Schichten der Linse (A) erleidet. Die Beleuchtungsstärke des einfallenden Lichtes nimmt von Schicht zu Schicht entsprechend deren Trübung weiter ab (C). Die tatsächliche Dichte der Schichten (B) wird durch die entsprechende Verminderung des Streulichtes zum Film nicht korrekt wiedergegeben und erscheint als verminderte, tatsächliche Negativschwärzung auf dem Film (D).
Aus der Filmschwärzung für die erste Schicht kann bei der Auswertung der Lichtverlust für die zweite Schicht geschätzt und deren tatsächlicher Dichtewert durch einen entsprechenden Korrekturbetrag errechnet werden. Für die dritte Schicht ergibt sich dieser Korrekturbetrag aus der Summe der Lichtverluste der ersten und zweiten Schicht usw. Liegt im Beobachtungsstrahlengang eine umschriebene Trübung (E), so wird aufgrund des verminderten Streulichtes die einfallende Lichtmenge für die nachfolgenden Schichten (5 - 7) überschätzt. Eine Korrektur anhand der Negativschwärzung führt dann zu falschen Werten für die tatsächliche Dichte dieser Schichten.

Grundsätzlich wäre ein Referenzgrauton ausreichend. Da sich das photographische Verfahren aber nicht perfekt standardisieren läßt, muß mindestens ein weiterer hinzugenommen werden.

Um geringe Gradationsunterschiede des Filmes zu berücksichtigen, können zwei Vergleichslichter eingeblendet

werden, zweckmäßigerweise eines oberhalb und eines unterhalb des Schwärzungsumfanges. Da deren Dichteabstand sich mit der Gradation (Stufenhöhe) ändert, aber dennoch das Verhältnis zur Linsenschwärzung gleichbleibt, kann das Ergebnis in Prozent des Standardumfanges gemessen werden (s. Abb. 49 und 50).

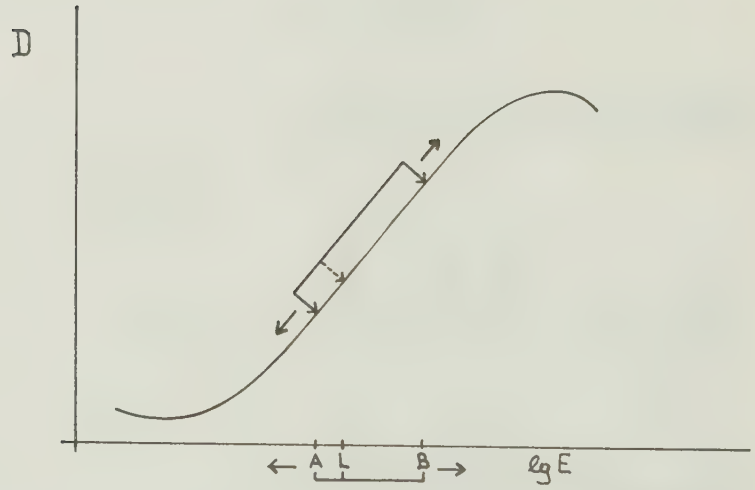


Abb. 49: Verschiebung der Standardwerte bei ungleicher Belichtung. Die absoluten Dichtewerte verschieben sich für alle Punkte um den gleichen Betrag. Die Verhältnisse bleiben konstant.
A, B: Referenzgrautöne
L: zu untersuchende Graustufe

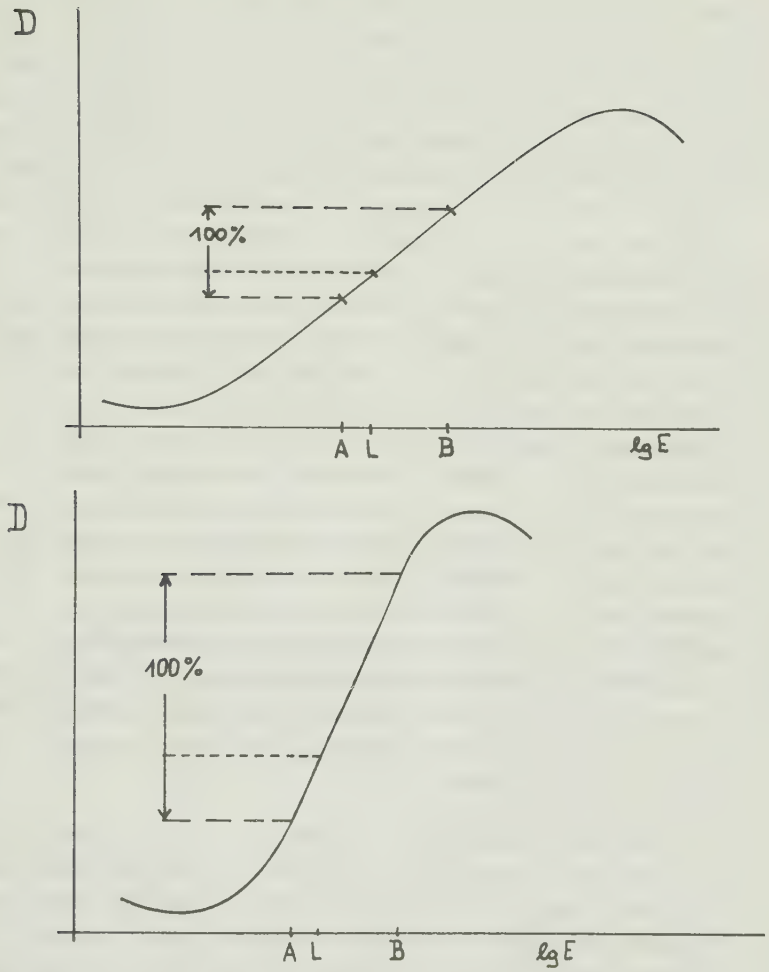


Abb. 50: Lage der Standardwerte bei gleicher Belichtung, jedoch ungleicher Filmgradation. Die absoluten Dichtewerte ändern sich zwar, jedoch nicht ihre Verhältnisse zum Punkt "L".

Die Einblendung einer ganzen Grauleiter zu jedem Negativ leistet im Prinzip dasselbe, ohne daß eine Einrichtung zum Photographieren des separaten Keiles nötig ist. Hauptvorteil eines vielstufigen Standardes ist aber die größere Meßgenauigkeit. Der lineare Teil der Gradationskurve ist einer Geraden nur angenähert und zeigt Abweichungen, die die Meßergebnisse verfälschen. Je kleiner nun das Intervall zwischen zwei Referenzgrautönen gewählt wird, umso kleiner wird der Fehler durch die Interpolation. Für die densitometrische Vermessung stark getrübter Linsen mit großem Belichtungsumfang kann so auch der Meßbereich etwas über den linearen Teil der Gradationskurve hinaus erweitert werden. Technisch jedoch ist diese Möglichkeit schwieriger, weil sich ein aus der Beleuchtungseinrichtung abgezweigtes Lichtbündel nur sehr schwer aufspreizen läßt, ohne daß Inhomogenitäten entlang der Skala entstehen. Meist ist die Mitte stärker beleuchtet als die Ränder. Dieser Umstand zwingt zur Verkleinerung der Skala bzw. zur Verminderung der Stufenzahl. Eine solche Miniaturskala ist nur sehr schwer selbst herzustellen; auf dem Markt befindet sich nichts Verwendbares. Trotzdem benutzte BROWN (1972) eine solche Leiter, deren Stufen innerhalb des Schwärzungsumfanges der Linsenphotos liegen. Jedoch dient der Aufwand weniger der Densitometermessung, als der Justierung eines Farbfernsehanalysators.

Nach diesen Grundsätzen untersuchten ANJOU & KRAKAU (1960) das Tyndallphänomen der Vorderkammer. 1967 folgten PATNAIK & NIESEL, die eine Scheimpflug-Kamera für die Aufnahmen benutzten. Die Linse wurde von GOLDMANN (1939) erstmals vermessen. Nach ersten Versuchen (NIESEL 1966), noch ohne Vergleichslicht, beschreiben NIESEL & ROKOS (1976) und NIESEL et al. (1976) Untersuchungen über den sogenannten vorderen Abspaltungsstreifen der Linse.

BROWN (1972) verwendet nicht nur ein Referenzlicht, sondern eine Skala von 10 Marken in gleichen Abständen. Diese Stufenleiter liegt bei richtiger Belichtung im linearen Teil der Gradationskurve und erscheint als gleichmäßige Treppe im Densitogramm. Sie umfaßt die Schwärzungsbreite der normalen und leicht getrübten Linse. Messungen werden durch Vergleich der Linsengrauwerte mit der Skala vorgenommen.

Die Grauleiter dient außerdem noch zu einem weiteren Meßverfahren mit einem Farb-Fernseh-Dichtemesser. Dieses Gerät zeigt ein Bild der Linse in sieben verschiedenen Farben. Die Farben sind jeweils einer bestimmten Schwärzung des Negativbildes zugeordnet. Die Einstellung erfolgt anhand der Grauskala, so daß der ganze Schwärzungsumfang erfaßt wird. Jede Stufe entspricht dann einer Farbe, deren Fläche auf dem Bild gemessen wird. Da auf den Aufnahmen, auch bei weiterer Pupille, nie die ganze Linse erscheint, wird die Messung nur für eine Fläche innerhalb eines rechteckigen Kästchens, oberhalb und unterhalb der Linsenachse, durchgeführt. Dieses Verfahren läßt keine exakte Ortbestimmung einer bestimmten Trübung zu. Dafür wird eine ganze Fläche erfaßt und bewertet, während das Densitometer nur einzelne Zeilen erfaßt.

5.3 Fehlermöglichkeiten des Verfahrens

Einem komplizierten Meßverfahren wie der Spaltlampendensitographie sind aufgrund der vielen Einzelschritte Grenzen im Bezug auf Genauigkeit und Reproduzierbarkeit gesetzt. Von ANJOU & KRAKAU (1960) wurde eine sorgfältige Fehleranalyse für die Tyndallometrie der Vorderkammer ausgearbeitet und von GOLDMANN (1970) erweitert. PATNAIK (1967) und BROWN (1969) diskutierten ebenfalls diese Probleme.

Die wichtigsten Einzelmöglichkeiten für zufällige Fehler werden im Folgenden aufgezählt, da aus ihnen letztlich der Gesamtfehler resultiert. Will man die Methode verbessern, so findet man richtige Ansatzpunkte nur nach genauer Untersuchung der Einzelfaktoren.

Fehler durch die Photographie

a) Ungleichmäßigkeiten der Filmemulsion können durch Abphotographieren eines homogen beleuchteten Graukeiles (ULBRICHT-Kugel) erkannt werden. Das Negativ wird dazu in jedem Graufeld an verschiedenen Stellen vermessen.

b) Eine inhomogene Spaltausleuchtung im Bereich der Messungen erkennt man durch Abphotographieren des Spaltes selbst mit ausreichend geschwärzten Graufiltern. Das Spaltbildnegativ wird von oben nach unten densitometriert. Die gerade Linie, die bei optimaler Homogenität erscheint, wird durch Mehr- oder Minderbeleuchtung einzelner Zonen verzerrt. Dieser Fehler wird hauptsächlich bei einem Auswechseln der Blitzbirne akut, weil sich dadurch die Lage der hellen und dunklen Zonen verändert, so daß der gemessene Bereich (z. B. die Linsenmitte) eine andere Helligkeit gegenüber dem Referenzlicht bekommen kann.

c) Verziehungen der Filmträgerschicht sind nicht zu erwarten, die Emulsion streckt sich während des Entwicklungsverfahrens maximal um 0,2 %.

d) Fehler von Belichtung und Entwicklung sind durch Einblenden von Vergleichsgrautönen erkennbar und in bestimmten Grenzen ohne Einfluß auf das Meßergebnis. Durch einen separat aufphotographierten Graukeil pro Film kann die Lage des Schwärzungsumfanges im Linearteil der Gradationskurve sichergestellt werden.

e) Fehler beim Aufsuchen desselben Linsenortes sind kaum abzuschätzen und müssen indirekt erfaßt werden. Zunächst wird der Gesamtfehler der Methode durch mehrmaliges Photographieren und Auswerten einer Linse ermittelt. Die Differenz des Ergebnisses zur Summe der übrigen Photographie- und Densitometrierfehler entspricht dann weitgehend dem Einstellungsfehler.

Densitometerfehler

f) Ungenaues Identifizieren der Linsenstrukturen kann die Meßergebnisse verfälschen. Eine stichprobenweise Kontrolle ist möglich, indem man Vergrößerungen eines Originalnegatives auf den Maßstab des Densitogrammes anfertigt. Der direkte Vergleich erlaubt dann eine exakte Identifizierung (PATNAIK 1967), die das Ausmaß der Fehlinterpretationen abschätzen läßt.

g) Fehler durch die Vermessung nicht identischer Bildstreifen können abgeschätzt werden, wenn dasselbe Negativ bei gleicher Geräteeinstellung mehrmals eingelegt und densitometriert wird.

h) Den Gerätefehler erhält man durch mehrmaliges Durchmessen eines im Gerät belassenen Negatives bei derselben Einstellung. Das Resultat ist allerdings nicht nur vom Gerätefehler, sondern auch vom Auswertungsfehler abhängig.

i) Fehler beim Auswerten der geschriebenen Kurve werden erfaßt, indem man dasselbe Densitogramm mehrmals ausmißt und die Ergebnisse vergleicht.

Aus f) - i) setzt sich der gesamte Densitometerfehler zusammen, den man durch mehrmaliges Auswerten desselben Photos erhält, wobei bei jeder Messung alle Teilschritte erneut ausgeführt werden müssen.

6. Zusammenfassung

Die Spaltlampenphotographie bietet eine Grundlage für exakte Vermessungen der Linse am lebenden Auge. Ort und optische Dichte einzelner Strukturen können bestimmt werden. Die erhaltenen Daten sind reproduzierbar und statistisch auszuwerten. Anhand von Vergleichsmessungen und Verlaufskontrollen sind Untersuchungen über physiologische, krankhafte und medikamentös bedingte Veränderungen der Morphologie möglich. Für den Einzelpatienten ist eine objektive Dokumentation seines Befundes gegeben.

Die Grundprobleme des Verfahrens und Möglichkeiten zu ihrer Lösung werden erläutert.

Das Tiefenschärfenproblem fällt durch die Anwendung des Scheimpflug-Prinzipes fort. Die Kriterien zur Wahl der Aufnahmegeometrie werden beschrieben, ebenfalls die notwendigen Änderungen an der Beleuchtungseinrichtung. Mittels einer Blende kann der störende Cornealreflex beseitigt werden. Die Einstellung des Aufnahmeortes ist reproduzierbar.

Eine entsprechende Apparatur mit gekippter Filmebene wird vorgestellt.

Die Aufnahmen sind zu Entfernungsmessungen geeignet, wobei sich Verzerrungen ausgleichen lassen. Für Dichtemessungen müssen Referenzgrautöne zu jeder Aufnahme eingeblendet werden. Der Entwicklungsgang ist zu standardisieren.

Ziel der weiteren Entwicklung wird es sein, die Methode so zu vereinfachen und zu standardisieren, daß sie nicht nur im Bereich der Forschung angewandt, sondern auch in die Klinik eingeführt werden kann.

Autorenverzeichnis

ANJOU, C. I. N., KRAKAU, C. E. T.: A photographic method for measuring the aqueous flare of the eye in normal and pathological conditions.
Acta. Ophthal. 38 178 - 223 (1960)

BLEEKER, G. M.: Serial recording of the depth of the anterior chamber.
Arch. Ophthal. (Chic.) 63 821 - 829 (1960)

BLEEKER, G. M.: Evaluation of three methods of recording the anterior chamber depth of the eye.
Arch. Ophthal. (Chic.) 65 369 - 374 (1961)

BLODI, F. C., ALLAN, L., FRAZIER, O.: Stereoscopic manual of the ocular fundus in local and systemic disease.
Vol. 2 Mosby: Saint Louis (1970)

BROWN, N.: Slit-image photography.
Trans. ophthal. Soc. U. K. 89 397 - 408 (1969)

BROWN, N.: An advanced slit-image camera.
Brit. J. Ophthal. 56 624 - 631 (1972)

BROWN, N.: Quantitative slit-image photography of the lens.
Trans. ophthal. Soc. U. K. 92 303 - 317 (1972)

BROWN, N.: Quantitative slit-image photography of the anterior chamber.
Trans. ophthal. Soc. U. K. 93 277 - 286 (1973)

BROWN, N.: The change in shape and internal form of the lens of the eye on accommodation.
Exp. Eye Res. 15 441 - 459 (1973)

DRAGOMIRESCU, V., HOCKWIN, O., KOCH, H.-R., SASAKI, K.:
Development of a new equipment for rotating slit image photography according to Scheimpflug's principle.

DREWS, R. C.: Depth of field in slit-lamp photography.
Ophthalmologica (Basel) 148 143 - 150 (1964)

DUGNANI, E.: Die Farben-Fotobiomikroskopie des Auges mit Spaltbeleuchtung.
Klin. Mbl. Augenheilk. 134 674 - 680 (1959)

DUKE-ELDER, SIR S.: The foundations of ophthalmology.
In: System of ophthalmology, Vol. 7
Mosby: Saint Louis (1962)

GOLDMANN, H.: Spaltlampenphotographie und -photometrie.
Ophthalmologica (Basel) 98 257 - 270 (1939)

GOLDMANN, H.: Eine Methode zur Volumbestimmung der Vorderkammer des lebenden Menschen.
Ophthalmologica (Basel) 102 7 - 12 (1941)

GOLDMANN, H., NIESEL, P.: Zellzählung in der Vorderkammer.
Ophthalmologica (Basel) 152 380 - 386 (1966)

GOLDMANN, H.: Fokale Beleuchtung.
In: Straub, W.: Die ophthalmologischen Untersuchungsmethoden. Band 1, S. 104 - 230
Enke: Stuttgart (1970)

GULLSTRAND, A.: Demonstration der Nernstspaltlampe.
Ber. dtsch. ophthal. Ges. 37 374 - 376 (1911)

GULLSTRAND, A.: Wie ich den intrakapsulären Akkommodationsmechanismus fand.
Arch. Augenheilk. 72 169 - 190 (1912)

GULLSTRAND, A.: Einführung in die Methoden der Dioptrik des Auges des Menschen.
In: Tigerstedt, R.: Handbuch der physiologischen Methodik, III - IV, S. 1 - 180
Hirzel: Leipzig (1914)

HEIM, M.: Photographische Bestimmung der Tiefe und des Volumens der menschlichen Vorderkammer.
Ophthalmologica (Basel) 102 193 - 220 (1941)

HEINZ, K.: Schmalfilmaufnahmen
Ber. dtsch. ophthal. Ges. 53 332 - 333 (1940)

HOCKWIN, O., BERGEDER, H. D., OKAMOTO, T., KLEIN, W., FERRARI, L., STREIT, W., KAISER, L.:
Kataraktentstehung durch Addition verschiedener Einflußfaktoren.
118. Vers. Verein Rhein.-Westf. Augenärzte, S. 46 - 54
Zimmermann: Balve/Westf. (1968)

HOCKWIN, O., WEIGELIN, E., HENDRICKSON, P., KOCH, H.-R.:
Kontrolle des Trübungsverlaufes bei der Cataracta senilis durch Linsenphotographie im regredienten Licht.
Klin. Mbl. Augenheilk. 166 498 - 503 (1975)

JAEGER, W.: Tiefenmessung der menschlichen Vorderkammer mit planparallelen Platten (Zusatzgerät zur Spaltlampe)
Graefes Arch. Ophthal. 153 120 - 131 (1952)

JONES, R. F., MAURICE, D.: A simple photographic method of measuring the volume of the anterior chamber.
Exp. Eye Res. 2 233 - 236 (1963)

KOCH, H.-R., DÜMLING, H., HOCKWIN, O., RAST, F.:
Investigations on the influence of oxyphenbutazon on formations of galactose induced cataracts in rats.
Ophthal. Res. 2 60 - 63 (1971)

KOCH, H.-R., EBERTZ, K.-H., HOCKWIN, O.:
Konservative Kataraktherapie in Klinik und Experiment.
Docum. Ophthal. 35 85 - 286 (1973)

KÖHLER, A.: Ein neues Beleuchtungsverfahren für mikrophotographische Zwecke.
Z. wiss. Mikrosk. 10 433 - 440 (1893)

LIJO-PAVIA, J.: Photographie des Lichtstreifens der Spaltlampe im lebenden menschlichen Auge.
Rev. Asoc. med. Argent. 47 3246 - 3255 (1933)
Zbl. ges. Ophthal. 31 135 (1934)

LITTMANN, G.: Spaltbildphotographie
Zeiss Inform. 56 43 - 51 (1965)

LOBECK, E.: Über den Durchmesser der Netzhautgefäße am gesunden und kranken Menschen.
Graefes Arch. Ophthal. 133 152 - 156 (1937)

MATTHÄUS, W.: Beitrag zur Spaltlampenphotographie des menschlichen Auges.
Klin. Mbl. Augenheilk. 139 557 - 563 (1961)

MEYNER, E. M.: Atlas der Spaltlampenphotographie und Einführung in die Aufnahmetechnik.
Enke: Stuttgart (1976)

NIESEL, P.: Spaltlampenphotographie mit der Haag-Streit Spaltlampe 900.
Ophthalmologica (Basel) 151 489 - 504 (1966)

NIESEL, P.: Spaltlampenphotographie für Meßzwecke.
Ophthalmologica (Basel) 152 387 - 395 (1966)

NIESEL, P.: Probleme der Spaltlampenphotographie der menschlichen Linse.
Docum. Ophthal. 20 131 - 140 (1966)

NIESEL, P., BACHMANN, E.: Beobachtungen am Abspaltungsstreifen der Linse bei Glaukomkranken.
Graefes Arch. Ophthal. 189 211 - 217 (1974)

NIESEL, P., KRÄUCHI, H., BACHMANN, E.: Der Abspaltungsstreifen in der Spaltlampenphotographie der alternden Linse.
Graefes Arch. Ophthal. 199 11 - 20 (1976)

NIESEL, P., ROKOS, L.: Der Abspaltungsstreifen in der Spaltlampenphotographie der Linse bei Augenerkrankungen.
Graefes Arch. Ophthal. 199 21 - 29 (1976)

PATNAIK, B.: A photographic study of accommodative mechanism: Changes in the lens during accommodation.
Invest. Ophthal. 6 601 - 611 (1967)

PATNAIK, B., NIESEL, P.: Tyndallometrie in der Vorderkammer mit Hilfe der Spaltlampenphotographie.
Ophthalmologica (Basel) 154 423 - 430 (1967)

PRINCE, J. H.; A new slit-lamp color camera.
Arch. Ophthal. (Chic.) 57 49 - 51 (1957)

SCHEIMPFLUG, T.: Der Photoperspektrograph und seine Anwendung.
Photogr. Korrespondenz 43 516 (1906)

SCHLUNGBAUM, W.: Medizinische Strahlenkunde
De Gruyter: Berlin (1973)

STEPANIK, J.: Photographie des optischen Schnittes an der Spaltlampe.
Klin. Mbl. Augenheilk. 135 259 - 263 (1959)

SUGAR, H. S.: The mechanical factors in the etiology of acute glaukoma.
Amer. J. Ophthal. 24 851 - 872 (1941)

THIEL, R.: Photographierte Spaltlampenbilder
Ber. dtsch. ophthal. Ges. 48 355 - 357 (1930)

VIAZOVSKY, A.: Perfecting technics of photographing optic sections of cornea and lens.
Oftal. Z. 16 227 - 232 (1961);
Zbl. ges. Ophthal. 84 14 (1961)

VOGT, A.: Zu den von Koeppe aufgeworfenen Prioritätsfragen, zugleich ein kritischer Beitrag zur Methodik der Spaltlampenmikroskopie.
Klin. Mbl. Augenheilk. 65 358 - 370 (1920)

VOGT, A.: Lehrbuch und Atlas der Spaltlampenmikroskopie.
Springer: Berlin und Enke: Stuttgart
(1930, 1931, 1942)

Lebenslauf

Am 10. Juni 1952 wurde ich als Sohn des Postbeamten Manfred Unger und seiner Ehefrau Lieselotte Unger, geborene Schmidt, in Solingen geboren.

Nach dem Besuch der Volksschule besuchte ich ab 1962 das Gymnasium Schwertstraße in Solingen, auf dessen naturwissenschaftlichen Zweig ich im Juni 1970 das Abitur ablegte.

Im Wintersemester 1970/71 schrieb ich mich an der Universität Bonn, zunächst für das Fach Chemie, ein.
Als ich den Wehrdienst abgeleistet hatte, nahm ich im Sommersemester 1972 das Studium der Medizin auf und bestand 1973 das Vorphysikum, 1974 das Physikum.

Nach dem praktischen Jahr am Lehrkrankenhaus in Remscheid-Lennep legte ich im Oktober 1978 den letzten Teil des Staatsexamens ab.